

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Vliv operační techniky u diagnózy „Ruptura LCA“ na vybrané
reologické parametry

Diplomová práce

Vedoucí práce:

Pplk. MUDr. Michal Říha

Zpracovala:

Milada Kopencová

Praha, duben 2010

Abstrakt

Název: Vliv operační techniky u diagnózy „Ruptura LCA“ na vybrané reologické parametry.

Title: Influence of surgical technique in ACL rupture on selected rheological parameters of the knee.

Cíl práce: Zhodnocení a porovnání změn reologických vlastností kolenního kloubu u ruptury předního zkříženého vazy před a po jejím chirurgickém ošetření a v průběhu rekonvalescence.

Metoda: Experimentálního in vivo měření pasivního odporu kolenního kloubu při vynuceném pohybu do flexe a extenze metodou bioreometrie. Zhodnocení specifických reologických vlastností, které vystihují momentální stav kolenního kloubu. Vyhodnocení naměřených dat pomocí grafického znázornění sumárních reologických charakteristik - bioreogramu.

Výsledky: Výsledky odhalují průběh rekonvalescence u pacientů po plastice předního zkříženého vazy. Tento průběh zachycuje specifické změny reologických charakteristik kolenního kloubu během tří měsíců, které byly patrné při vyhodnocování bioreogramů. Byly zjištěny změny tvaru křivek, které vypovídají o změnách tuhosti, disipované energie a tím i „účinnosti“ kolenního kloubu během léčebného procesu. Výsledky naznačily možnost budoucího hodnocení poruch kolene právě metodou bioreometrie.

Klíčová slova: bioreogram, bioreometrie, kolenní kloub, přední zkřížený vaz, rekonstrukce kolenního kloubu, reologie

Milada Kopencová, 13. 4. 2010

Prohlášení: Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a že jsem použila pouze uvedenou literaturu.

V Praze dne

.....
Milada Kopencová

Poděkování:

Děkuji všem, kteří mi byli nápomocni při zpracování diplomové práce. Především děkuji PhDr. Michaele Prokešové, PhD a pplk. MUDr. Michalu Říhovi za odborné vedení práce a předání praktických zkušeností v rámci daného tématu. Za trpělivost a cenné rady děkuji Doc. RNDr. Antonínu Havránkovi. Také děkuji Ing. Petru Kubovému za pomoc a spolupráci při výzkumu. Děkuji i všem pacientům za ochotu a svědomitý přístup.

Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům.

Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatelů, kteří musejí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení:

Datum vypůjčení:

Podpis:

1

Obsah

_Toc259086060

1	ÚVOD	9
2	CÍL PRÁCE, ÚKOLY PRÁCE A PRACOVNÍ HYPOTÉZY.....	10
3	TEORETICKÁ VÝCHODISKA	11
3.1	Anatomie kolenního kloubu	11
3.1.1	Artikulující kosti	11
3.1.2	Kloubní chrupavka	13
3.1.3	Stabilizátory kolenního kloubu	13
3.1.4	Kloubní pouzdro	15
3.1.5	Menisky	17
3.1.6	Svaly stabilizující kolenní kloub	18
3.1.7	Cévní zásobení.....	21
3.1.8	Nervové zásobení	23
3.1.9	Spojení vazů a kosti	24
3.2	Biomechanika kolenního kloubu.....	25
3.2.1	Biomechanika předního zkříženého vazů (LCA)	27
3.3	Stabilita kolenního kloubu.....	29
3.3.1	Akutní instability s primární lézí kapsulárních stabilizátorů.....	29
3.3.2	Chronické instability kolenního kloubu	31
3.4	Klinické prostředky diagnostiky stavu kolenního kloubu	32
3.4.1	Anamnéza.....	33
3.4.2	Klinické testy k vyšetření stability kloubu	34
3.4.3	Magnetická rezonance	35
3.4.4	Artroskopie	36

3.5	Terapeutické možnosti při poranění předního zkříženého vazů .	37
3.5.1	Konzervativní léčba.....	37
3.5.2	Chirurgická léčba.....	38
3.5.3	Historie náhrad LCA	39
3.5.4	Výběr štěpu pro rekonstrukci LCA.....	40
3.5.5	Problematika cílení kostních kanálů	41
3.5.6	Počítačová navigace v rámci rekonstrukce LCA	41
3.5.7	Rekonstrukce vazů s využitím autologního B-T-B štěpu.....	44
3.5.8	Rekonstrukce vazů s využitím autologního ST/G štěpu	45
3.5.9	Příčiny selhání rekonstruovaného štěpu.....	45
3.6	Fyzioterapeutické hledisko	46
3.6.1	Důvody narůstající incidence poranění kolenního kloubu ...	46
3.6.2	Časová aktivace stabilizačních svalů a poškození LCA	46
3.6.3	Fyzioterapeutická intervence.....	47
3.7	Reologie	49
3.7.1	Základní reologické modely	49
3.7.2	Obecné reologické vlastnosti biomateriálů.....	52
3.7.3	Reologie kloubního spojení.....	53
4	EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST.....	54
4.1	Metodika výzkumu.....	54
4.1.1	Popis výběru výzkumného souboru probandů	54
4.1.2	Identifikace výzkumného souboru pacientů.....	54
4.1.3	Organizace výzkumu	55
4.1.4	Popis bioreometru a jeho funkce.....	55
4.1.5	Metodika měření	56
4.1.6	Zpracování dat.....	57

4.1.7	Způsoby vyhodnocení bioreogramů	57
4.2	Výsledky	58
4.2.1	Výsledky měření metodou bioreometrie.....	58
5	DISKUZE	66
5.1.1	Diskuze výsledků	66
5.1.2	Celkové zhodnocení	66
6	ZÁVĚR.....	70
7	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	72
8	SEZNAM OBRÁZKŮ	80
9	SEZNAM GRAFŮ	80
10	SEZNAM PŘÍLOH.....	80

1 Úvod

S poraněním, respektive rupturou předního zkříženého vazů se v rámci rehabilitace setkáváme poměrně často. K tomuto faktu vede zejména chronické přetěžování kolenního kloubu jako jednoho z nejexponovanějších velkých kloubů pohybového aparátu.

Přední zkřížený vaz (LCA) patří k primárním stabilizátorům kolena, který z 85% zabráňuje translaci tibie ventrálně. Kromě toho se zejména v obou koncích vazů vyskytuje velké množství nervových receptorů – proprioreceptorů, které prostřednictvím senzitivních nervových vláken informují centrální nervovou soustavu o postavení kloubu, jeho pohybu a hlavně o napětí vazů. Poranění LCA tedy způsobí nejen porušení mechanické funkce, ale i propriocepce celého kolenního kloubu.

Nejčastějším mechanismem zapříčiňujícím rupturu LCA je páčení bérce do stran, spojené s rotací, v extenzi nebo lehké semiflexi. Následná rekonstrukce vazů patří dnes již mezi rutinní zákroky a provádí se v tomto případě nejšetrnější a nejefektivnější artroskopickou technikou. Jako náhrada je volen autogenní transplantát získaný nejčastěji z patelárního ligamenta (B-T-B štěpy) nebo ze šlach m.semitendinosus/m.gracilis (ST/G štěp). V poslední době ovšem získávají stále větší význam kadaverózní štěpy dárců.

Rehabilitace je pak významným faktorem podílejícím se na konečném procesu doléčování. Správně vedená rehabilitace snižuje možnost poškození štěpu a napomáhá rychlejšímu navrácení kolenního kloubu do funkční úrovně, kterou měl před zraněním.

Výsledný efekt jak operativní terapie, tak následné rehabilitace, a to zejména v dlouhodobé rovině, závisí na mnoha faktorech. Pokud máme tento efekt hodnotit, jsme nuceni se povětšinou spolehnout jen na subjektivní metody vyšetřování. K objektivizaci stavu kolenního kloubu i v průběhu rekonvalescence lze přistoupit metodou bioreometrie. Pomocí bioreometru, vyvinutého na FTVS UK v Praze, lze zaznamenávat reaktivní i adaptační mechanismy pohybového aparátu, a tím i sledovat vývoj reparačních změn. Bioreometrie je nenáročná, snadno opakovatelná a bezbolestná neinvazivní in vivo měření, které může v budoucnu nalézt široké uplatnění.

2 Cíl práce, úkoly práce a pracovní hypotézy

Cílem diplomové práce bude zhodnotit a porovnat změny reologických vlastností kolenního kloubu u ruptury předního zkříženého vazy před a po jejím chirurgickém ošetření a v průběhu rekonvalescence.

Úkoly práce

- 1) Seznámení se s anatomií a biomechanikou kolenního kloubu.
- 2) Shrnutí specifických patologií kolenního kloubu a přiblížení možností chirurgické i konzervativní terapie u ruptur LCA.
- 3) Vypracování metodologického postupu a výběr vhodného souboru probandů.
- 4) Změření vybraného souboru probandů s využitím bioreometru.
- 5) Vyhodnocení a interpretace naměřených dat.

Hypotézy

H1: Bioreogram kolene s rupturou LCA a kolene zdravého se bude před operací výrazně lišit.

H2: Bioreogram poraněného kolene před a po chirurgickém zákroku vykáže měřitelné změny v charakteru jeho tvaru a vlastností.

H3: Rozdíl v bioreogramech kolene operovaného s využitím BTB štěpu a kolene operovaného s využitím ST/G štěpu bude minimální.

H4: Jednotlivé parametry bioreogramu popisující stav operovaného kolenního kloubu se budou v průběhu rekonvalescence přibližovat k parametrům zdravého kolene.

3 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

3.1 Anatomie kolenního kloubu

Podle Cunninghama (Cunningham, 1918) je kolenní kloub největším kloubem lidského těla s poměrně komplikovanou strukturou hrající charakteristickou roli při udržování vzpřímené polohy. Koleno také patří mezi nejvíce zatěžované klouby, a to vlivem neustálé lokomoční aktivity.

Kolenní kloub je kloubem složeným, neboť v něm artikulují tři kosti - femur, tibia a patella. Lze jej rozdělit na část femorotibiální a část femoropatelní. Femorotibiální kloub pak ještě na mediální a laterální part, který je příslušným meniskem rozdělena na úsek femoromeniskální a meniskotibiální. (Čech, 1986)

Na jeho stavbě se kromě artikulujících kostí, kloubní chrupavky, vazivově svalového aparátu, synoviální tekutiny a tíhových váčků, podílí také kůže a podkožní struktury v oblasti kolenního kloubu, krevně lymfatický cévní systém a systém nervový.

Vzhledem ke zvolenému tématu by byl rozsáhlý popis všech anatomických struktur týkajících se kolenního kloubu nad rámec této diplomové práce, v této kapitole budou tedy popsána jen základní anatomická data vybraných struktur týkajících se kolenního skloubení. Pro získání podrobnějších anatomických informací proto odkazují na odbornou literaturu [viz např. (Čech, 1986), (Čihák, 1997), (Dylevský, 1996), (Gray, 1964), (Cunningham, 1918)].

3.1.1 Artikulující kosti [(Bartoníček, 1991), (Čech, 1986)]

Artikulujícími kostmi - jak již bylo zmíněno - jsou femur, tibia a patella. Celkový rozsah kloubních ploch kolenního kloubu je mnohem větší než u ostatních velkých kloubů lidského těla.

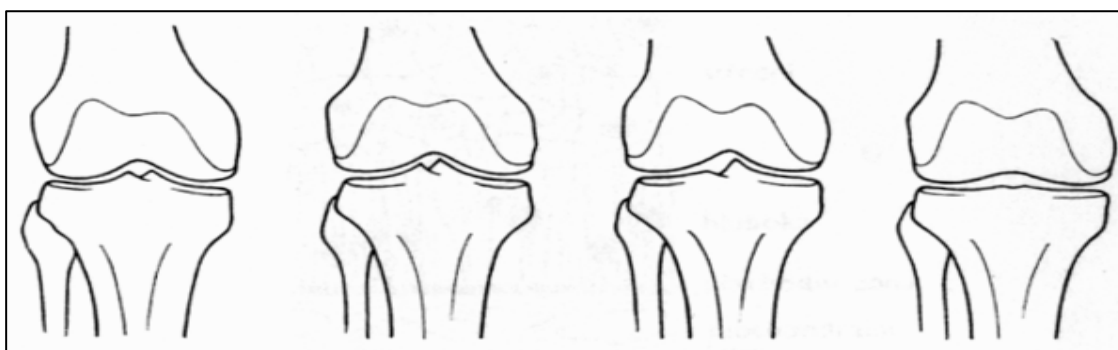
Femur

Mohutný distální konec femuru je tvořen dvěma kondyly, mediálním a laterálním, které vpředu spojuje facies patellaris. Dorzálně a distálně jsou odděleny mohutným zářezem - fossa intercondylaris femoris. Mediální plocha vnitřního kondylu femuru vybíhá v epicondylus medialis, na kterém začíná vnitřní postranní vaz. Obdobně je tomu i u epicondylu laterálního, na kterém začíná zevní postranní vaz. Oba kondyly

femuru jsou zakřiveny v rovině frontální a sagitální. Zakřivení vzadu je větší než vpředu. Kondyly nestojí rovnoběžně, vnitřní kondyl je svým předním koncem přivracen ke kondylu zevnímu, který stojí sagitálně a vyčnívá dále dopředu.

Tibia

Proximální část tibie je tvořena dvěma kondyly a je při pohledu z boku skloněna dorzálně. Přední plocha proximálního konce tibie vybíhá v mohutnou drsnatinu, tuberositas tibie, místo úponu ligamentum patellae. Horní plocha tibie nese kloubní plochy obou kondylů. Ty jsou odděleny centrální, sagitálně orientovanou, drsnou, nerovnou plochou, area intercondylaris. Centrum této plochy tvoří eminentia intercondylaris. Její nejvyšší body jsou tuberculum intercondylare mediale et laterale. Vpředu od interkondylické eminence leží plošně větší area intercondylaris anterior. Zde se upíná část předního rohu vnitřního menisku, přední zkřížený vaz a přední roh zevního menisku. Dorzálně od interkondylické eminence leží menší area intercondylaris posterior. Do ní se upíná zadní roh zevního menisku, zadní roh vnitřního menisku a zadní zkřížený vaz.



Obrázek č. 1 Různé tvary interkondylické eminence tibie (Čech, 1986)

Patella

Tato největší sezamská kost lidského těla má zhruba tvar trojúhelníka, jehož základna i výška jsou přibližně stejné, 4 až 5 cm. Na proximálně orientovanou bazi se upíná hlavní část šlachy m. quadriceps femoris. Přes drsnou přední plochu česky přechází do lig. patellae povrchová část šlachy m. rectus femoris. Většinu dorzální plochy tvoří oválná artikulární plocha, facies articularis. Od distálního konce pately - apexu začíná lig. Patellae.

Osové uspořádání femuru a tibie

Osy diafýzy femuru a tibie svírají ve frontální rovině tupý úhel otevřený zevně. Jeho velikost se pohybuje mezi 170 - 175°. Pokud je výrazně menší nebo větší, hovoříme o genu valgum nebo genu varum.

3.1.2 Kloubní chrupavka [(Čech, 1986), (Višňa, 2006)]

Intraartikulární chrupavka má charakter chrupavky hyalinní a neobsahuje cévy ani nervy. Jedná se o specializovanou mezenchymální tkáň, tvořenou chondrocyty a kolagenními vlákny, které jsou součástí základní proteoglykanové hmoty. Podle orientace kolagenních vláken a také podle tvaru, velikosti a metabolické aktivitě chondrocytů lze chrupavku rozdělit do čtyř základních zón, a to na zónu povrchovou, přechodnou, radiální a zónu kalcifikované chrupavky.

Femur: výška kloubní chrupavky je ve středu obou kondylů i ve středu sulcus femoralis do 3,5 mm, směrem k okrajům kloubních ploch klesá zhruba na 2 mm a nejslabší je v oblasti lineae condylopatellares, šikmo orientovaných hran směřujících do fossa intercondylaris.

Tibia: kloubní chrupavka je nejvyšší v centru obou artikulačních ploch (mediální 3 mm, laterální 5 mm), směrem k periferii její tloušťka klesá až na 1 mm.

Patela: v oblasti crista patellae dosahuje tloušťka chrupavky až k 6 mm, směrem k okraji se snižuje. Výjimku ovšem tvoří paramediální hrana, na níž je chrupavka proti okolí poněkud silnější.

3.1.3 Stabilizátory kolenního kloubu [(Čech, 1986), (Ditmar, 1995)]

Statické stabilizátory jsou napjaté, tudíž funkční při extenzi kolene. Dynamické stabilizátory stabilizují kloub ve flexi.

Statické stabilizátory

Statické stabilizátory jsou:

- přední zkřížený vaz
- zadní zkřížený vaz
- mediální polovina kloubu
 - mediální postranní vaz
 - mediální meniskus
 - posteromediální část pouzdra s úponem musculus semimembranosus, zadní pouzdro kloubní
- laterální polovina kloubu
 - zevní postranní vaz
 - laterální meniskus
 - posterolaterální část pouzdra, lig. popliteum arcuatum

Tyto struktury se podílejí na stabilizaci kolene bez toho, že by je musel ovládat některý sval, ovšem toto tvrzení neplatí stoprocentně - tahem svalů jsou např. mediální postranní vaz a různé části kloubního pouzdra napínány. Ale jejich hlavní stabilizační funkce spočívá v mechanické pevnosti popsaných struktur.

Každý z popsaných vazů stabilizuje kloub v některém směru. Při určitém zjednodušení lze říci, že zkřížené vazy zabraňují hlavně posunu tibie vzhledem k femuru v předozadním směru, zatímco mediální a laterální stabilizátory brání nestabilitě ve frontální rovině.

Dynamické stabilizátory

Dynamické stabilizátory jsou:

- extenzní aparát
- mediální polovina kloubu
 - pes anserinus: m. sartorius, m. gracilis, m. semitendinosus
 - caput mediale m. gastrocnemii
- laterální polovina kloubu
 - tractus iliotibialis
 - m. biceps femoris
 - caput laterale m. gastrocnemii
 - m. popliteus

Určité nejasnosti v klasifikaci jsou u iliotibiálního traktu. Jeho napětí sice závisí na svalovém tonu, ale v oblasti kolena je fixován nejen k tibií, ale i k femuru a jeho dynamická role je tak zpochybněna.

Tyto stabilizátory jsou ovlivňovány svalovým tonem a na svalovém tonu závisí jejich stabilizační efekt.

Stabilita kolenní kloubu je zajištěna souhrou statických a dynamických stabilizátorů. Pokud tato souhra selže, jsou statické stabilizátory vystaveny přílišnému stresu a mohou být poraněny.

3.1.4 Kloubní pouzdro [(Čech, 1986), (Kott, 1996)]

Skládá se z vrstvy fibrózní a synoviální, které se od sebe liší v určitých detailech. Kloubní pouzdro je velmi prostorné, na femuru se upíná dále od okrajů styčných ploch a vynechává epikondyly, na tibií a patele probíhá k okrajům kloubních ploch. Vpředu vybíhá vzhůru nad patelu a vytváří recessus suprapatellaris, nad ním je tíhový váček bursa suprapatellaris subtendinea. Vzadu vybíhá kloubní pouzdro v recessus subpopliteus, v jehož blízkosti je zadní burza kolenního kloubu - bursa gastrocnemiomembranosa. V oblasti kolenního kloubu jsou další klinicky významné tíhové váčky, které nalézáme v oblasti pately:

- mezi kůží a fascií čtyřhlavého svalu stehenního - bursa subcutanea praepatellaris,
- mezi fascií a šlachou zmíněného svalu - bursa subfascialis praepatellaris,
- pod šlachou svalu - bursa subtendinea praepatellaris,
- pod čéškou a šlachou svalu - bursa infrapatellaris subtendinea.

Uvedené útvary vzájemně komunikují a představují rezervoáry pro synoviální tekutinu kloubní dutiny, která je největším synoviálním prostorem lidského těla. Členění kloubní dutiny úzce souvisí s úpravou synoviální vrstvy kloubního pouzdra, která má velmi členité uspořádání. Směrem dopředu se synoviální vrstva odděluje od vrstvy vazivové, což vytváří mezi zadní plochou čéškového vazy a spodní plochou čéšky včetně přední části area intercondilaris anterior mohutný tukový polštář - corpus adiposum infrapatellare, označovaný klinicky jako Hoffovo těleso.

Vazy kloubního pouzdra

Vazy kloubního pouzdra tvoří nejsložitější a nejmohutnější vazivový aparát. Ty, které výrazně prominují do kloubní dutiny, jsou v klinické literatuře řazeny mezi tzv. intraartikulární stabilizátory. Další vazy zesilují povrch kloubního pouzdra, a proto bývají označovány jako vazy kapsulární.

I. intraartikulární vazy - jsou nejvýznamnějšími vazivovými stabilizátory kolenního kloubu a jsou umístěny mezi oběma listy synoviální vrstvy. Jedná se o vazy zkřížené.

Zkřížené vazy

Jsou uloženy ve fossa intercondilaris femoris a jejich uspořádání se během pohybu mění. Označení přední a zadní není přesné, neboť je odvozeno od tibiálního úponu obou vazů. Jejich femorální začátky jsou orientovány přesně opačně.

Křížové vazy jsou tvořeny sítí nonparelních kolagenních fibril. Tyto fibrily tvoří samostatná vlákna, která jsou sdružena do tzv. subfascikulárních jednotek. Tři až dvacet těchto subfascikul pak vytváří samotné svazky, které se buď spirálovitě stáčí podél osy vazů, nebo probíhají od začátku přímo k úponu. Z jednotlivých fascikulů, spojených pojivou tkání, vzniká vlastní vaz. (Arnoczky, 1983)

Ligamentum cruciatum anterius - přední zkřížený vaz, začíná na mediální ploše zevního kondylu femuru a běží do area intercondilaris anterior šikmo dolů.

Skládá se ze tří částí:

- anteromediální část, která je nejdelší, nejpoверхovější a nejnáchylnější ke zranění,
- posteromediální část, která leží hlouběji a nebývá při častých poraněních vazů poškozena,
- intermediální část. (Amis, Dawkins; 1991)

Ligamentum cruciatum posterius - zadní zkřížený vaz, začíná na laterální ploše vnitřního kondylu femuru a běží strmě do area intercondylaris posterior. Je silnější než přední.

II. kapsulární vazy

Kloubní pouzdro je na svém povrchu zesíleno řadou vazů, z nichž většina s pouzdem intimně souvisí. Jedná se o tyto vazy:

Ligamentum collaterale mediale - vnitřní postranní vaz, je nejvýznamnějším vazivovým stabilizátorem na mediální straně kloubu. Tvzení, že tento vaz srůstá v úrovni kloubní štěrbiny s mediálním meniskem není zcela přesné, protože vnitřní postranní vaz je od menisku oddělen kloubním pouzdem, které je někdy nazýváno hlubokou částí vazů.

Ligamentum collaterale laterale - zevní postranní vaz začíná na laterálním epikondylu femuru a upíná se na hlavičku fibuly, se zevním obvodem laterálního menisku nesrůstá.

Ligamentum popliteum obliquum - šikmý zákolenní vaz není vazem v pravém slova smyslu, neboť jde o jednu z úponových částí m. semimembranosus. Při flexi brání uskřínutí kloubního pouzdra.

Ligamentum popliteum arcuatum - obloukovitý zákolenní vaz, vsouvá se pod šikmý.

Ligamentum patellae - čéškový vaz běží od hrotu čéšky po drsnatinu tibie jako pokračování úponové šlachy m. quadriceps femoris. Po obou stranách vazů jsou slabé vazivové pruhy - retinaculum patellae mediale et laterale.

3.1.5 Menisky (Bartoníček, 1991)

Oba menisky jsou lamely srpkovitěho tvaru. Lze je rozdělit na tři části - přední roh, část střední a zadní roh. Svou bazí srůstají s kloubním pouzdem a jeho prostřednictvím i k ostatním strukturám, které pouzdro zesilují. Výjimku tvoří pouze úponové části předního a zadního rohu, které se od pouzdra vzdalují. Ostrý klín menisků směřuje do centra kloubní dutiny. Tímto způsobem je kloubní dutina femorotibiálního kloubu neúplně rozdělena na část femoromeniskální a meniskotibiální. Teprve v centru svých kloubních ploch obě kosti artikulují přímo.

Menisky se skládají z vazivové tkáně tvořené zejména kolagenními vlákny, které při bazi odpovídá spíše vazivu, v centrální části pak vazivové chrupavce.

Mediální meniskus

Mediální meniskus je větší než laterální a má poloměsíčitý tvar. Je méně pohyblivý, protože je fixován na třech místech - přední roh do area intercondylaris anterior, zadní roh do area intercondylaris posterior a střední část srůstá s vnitřním postranním vazem.

Laterální meniskus

Laterální meniskus je více uzavřený, je menší a pokrývá téměř celou plochu na plato tibie. Oba rohy jsou fixovány těsně vedle sebe v area intercondylaris, tedy fixace se děje téměř v jednom místě, proto je zevní meniskus více pohyblivý než vnitřní.

Vazy menisků

Jsou drobné a fixují oba menisky mezi sebou či k okolním strukturám.

Lig. transversum genus - spojuje přední rohy obou menisků. Zhruba v 10 % případů může chybět.

Ligg. meniscomfemorales (anterior et posterior) - začínají na zadním okraji zadního rohu zevního menisku. Přední meniscomfemorální vaz probíhá po přední straně předního zkříženého vazů, zadní meniscomfemorální vaz pak po zadní ploše zadního zkříženého vazů. Ne vždy jsou oba vazy vytvořeny současně (Kott, 1996).

3.1.6 Svaly stabilizující kolenní kloub [(Bartoníček, 1991), (Čech, 1986)]

Extenzní aparát

Jediným extenzorem je m. quadriceps femoris, jehož úprava je značně složitá. Totéž platí i o způsobu, kterým je jeho tah přenášen na proximální část tibie. Proto je na místě označení extenzní aparát kolenního kloubu. Jeho součástí je kromě svalu česka, její retinakula a lig. patellae.

M. quadriceps femoris: Je tvořen čtyřmi hlavami, na jejichž funkci se názory v posledních letech poněkud změnily.

- M. vastus intermedius - je ze všech hlav nejmohutnější a leží nejhlouběji. Vytváří silnou centrální šlachu inzerující na bázi pately.
- M. rectus femoris - přechází těsně nad kolenem v úzkou plochou šlachu probíhající po přední ploše m. vastus intermedius. Šlacha se upíná na bazi česky, pouze její povrchové snopce přecházejí přes přední plochu pately do lig. patellae.
- M. vastus medialis - má mezi ostatními hlavami výjimečné postavení, protože tento sval můžeme rozdělit do dvou funkčně rozdílných částí a to na m. vastus medialis longus, který působí jako extenzor a m. vastus medialis obliquus, jehož funkcí je stabilizovat česku v sulcus femoralis, respektive zabránit při pohybu její lateralizaci. Obě části m. vastus medialis bývají většinou odděleny slabým fasciálním septem. Každá z nich je zásobována samostatnou větví n. femoralis.
- M. vastus lateralis - má přibližně obdobnou strukturu jako jeho mediální protějšek. Převážnou část svalu tvoří longitudinálně probíhající vlákna označována jako m. vastus lateralis longus. Snopce svalu začínají na diafýze femuru a upínají se na laterální okraj baze česky. Malá, distální část svalu, rovněž oddělena tenkým septem je nazývána m. vastus lateralis obliquus. Funkce této části je antagonická jejímu mediálnímu protějšku.

Retinakula česky: Na česku, která centralizuje úpony jednotlivých částí m. quadriceps femoris a přenáší je na lig. patellae, působí při pohybu v kloubu více silových vektorů. Proto je okolní pouzdro zesíleno systémem vazivových pruhů nazývaných retinakula česky. Fixují česku k okolním strukturám a lze je rozdělit do tří vrstev.

Povrchová vrstva - tu tvoří zesílené pruhy povrchové fascie stehna.

Střední vrstva - zde se nachází longitudinální retinákula česky. Tyto dva aponeurotické pruhy jsou pokračováním úponových šlach m. vastus medialis et lateralis. Obkružují bazi pately a upínají se v těsné blízkosti lig. patellae.

Transverzální retinakula - leží v nejhlubší vrstvě. Začínají vějířovitě na obou okrajích pately a upínají se na epikondylech femuru. Tyto retinakula pomáhají stabilizovat česku v horizontálním směru.

Ligamentum patellae - jak již bylo zmíněno je hlavním terminálním úponem m. quadriceps femoris. Povrchová část vláken přichází přes přední plochu pately ze šlachy

m. rectus femoris. Většina vláken však začíná přímo od apexu čéšky. Upíná se na tuberositas tibiae.

Osové uspořádání extenzního aparátu – má značný význam nejen pro stabilitu pately, ale i pro biomechaniku femoropatelního skloubení (Bartoníček, 1991). Osové uspořádání v kloubu závisí na vzájemném vztahu jednotlivých složek extenzního aparátu. Vzhledem k tomu, že osa tahu kontrahujícího se čtyřhlavého svalu směřuje na bérce lehce mediálně a osa ligamentum patellae je odkloněna mírně laterálně, svírají obě osy poměrně ostrý, tzv. Q úhel, jehož hodnota se pohybuje mezi 10 – 15°. Je-li Q úhel větší než 20° (dysbalance m. quadriceps femoris při atrofii jeho mediálního vastu), je patela tažena silou překračující možnost stabilizátorů čéšky a dochází k subluxaci ve femoropatelním skloubení. (Dylevský, 2009)

Flexory

Většina flexorů kolenního kloubu je současně vnitřními rotátory, výjimku tvoří pouze m. biceps femoris, jediný zevní rotátor, a m. gastrocnemius, který má funkci spíše posturální.

Pes anserinus - je tvořen šlachami m. sartorius, m. gracilis a m. semitendinosus. Jako jediná skupina nemá přímý vztah ke kolennímu pouzdru. M. sartorius probíhá v duplikatuře stehenní fascie. Zhruba v úrovni mediálního epikondylu femuru vytváří šlahu, která následně pokrývá distálnější probíhající šlachy m. gracilis a m. semitendinosus, jejichž navzájem se proplétající vlákna přecházejí plynule ze šlachy m. semitendinosus do povrchové fascie bérce. Všechny tři šlachy těsně před úponem vzájemně srůstají a vytváří společnou šlahu typického tvaru. Ta inzeruje na mediální plochu tibiae mezi tuberositas tibiae a úpon vnitřního postranního vazy.

M. semimembranosus - jde o nejmohutnější sval na mediální stěně kloubu. Má dosti složitý úpon. Centrální část šlachy se upíná na posteromedální plochu vnitřního kondylu tibiae a odštěpují se z ní čtyři úponové části. Přední část tvoří krátká vlákna oddělující se z přední plochy šlachy. Upínají se prostřednictvím pouzdra na zadní roh vnitřního menisku. Z mediální části vznikají dvě úponová raménka. Silné horizontální

se zanořuje pod vnitřní postranní vaz. Slabší šikmé raménko probíhá podél zadního okraje vnitřního postranního vazu, částečně s ním splývá a upíná se na tibií ve stejné úrovni jako vnitřní postranní vaz. Distální úponovou část tvoří široká aponeuróza, která pevně srůstá s fascií m. popliteus a vytrácí se do hlubokých fascií bérce. Z laterální části vzniká výše popsané lig. popliteum obliquum.

M. biceps femoris - úponová šlacha tohoto mohutného zevního rotátoru vzniká poměrně vysoko nad kloubem z caput longum. Caput breve se upíná svými svalovými snopci přímo do mediální plochy této šlachy. Vlastní úpon je na hlavičce fibuly.

M. popliteus - je vnitřním rotátorem. Sval má dvě části. Jeho laterální část začíná mohutnou šlachou těsně před laterálním epikondylem femuru. Mediální část svalu je širší než laterální část a začíná prostřednictvím pouzdra na zadním rohu zevního menisku. Krátký aponeurotický začátek mediální části svalu přechází do svalového břicha společného pro obě části svalu, které se upíná na tibií podél zadního okraje vnitřního postranního vaz. Tento sval má velký význam pro stabilitu posterolaterální části kolenního kloubu.

M. gastrocnemius - je tvořen dvěma hlavami a společně s m. soleus vytváří m. triceps surae. Caput laterale začíná na okraji mediálního kondylu femuru. Caput laterale začíná na laterálním okraji a podobá se svému mediálnímu protějšku.

3.1.7 Cévní zásobení (Čech, 1986)

Na cévním zásobení se podílí řada větších i menších arterií. Mezi hlavní patří:

- arteria genus descendens,
- arteriae genus superiores (medialis et lateralis),
- arteria genus media,
- arteriae genus inferiores (medialis et lateralis).

Cévní zásobení artikulujících kostí

Femur - je zásoben především z a. genus descendens, aa. genus superiores a a. genus media. První tři zásobují především přední a postranní části distální epifýzy femuru. A.

genus media, resp. její větev, vstupuje do centra obou kondylů otvory ve stropu fossa intercondylaris. Odtud směřují drobné větvičky především vpřed a do stran a anastomozují s intraoseálními větvíčkami arterií předchozích. Podél kloubních okrajů tvoří cévy významnou pletěň. Rovněž subchondrální kost je bohatě cévně zásobena, což platí i pro ostatní artikulující kosti.

Tibia - hlavním zdrojem jejích nutričních cév jsou aa. genus inferiores, a. recurrens tibialis anterior a a. genus media. Kromě posledně jmenované vstupují cévy do kosti z přední a obou postranních ploch. Během růstu je na cévní zásobení poněkud chudá tuberositas tibiae. Zdroj cév je vzhledem k průběhu růstové ploténky omezen pouze na přední plochu drsnatiny těsně nad úponem lig. patellae.

Patella - je vyživována ze dvou skupin cév. První skupinu tvoří cévy prorážející přední plochu česky, a to zejména v její centrální části jsou označovány jako mediopatelní či přední patelní cévy. Probíhají téměř kolmo dorzálně a v centru spongiózní kosti anastomozují s cévami druhé skupiny. To jsou cévy, jejichž zdrojem je cévní síť Hoffova tělesa a vstupují do česky mezi apexem a spodním okrajem kloubní plochy, proto jsou nazývané jako apikální či polární cévy. Zásobují především distální polovinu česky.

Cévní zásobení vazivových struktur

Výrazná pozornost je v anatomických studiích věnována hlavně cévnímu zásobení zkřížených vazů a menisků. O postranních vazech však konkrétní údaje prakticky chybějí.

Zkřížené vazy - dostávají cévní zásobení především z a. genus media. Větévky této cévy vstupují do obou vazů prostřednictvím jejich synoviálních obalů a okolního řídkého vaziva. Nikdy nebyly nalezeny cévy, které by vstupovaly do vazů z kosti v místě jejich úponů. To platí i o lig. patellae. Kritické je cévní zásobení střední části vazů u dospělých, u nichž na rozdíl od novorozenců a dětí lze anastomózy mezi oběma systémy jen velmi těžko prokázat.

Menisky - u dospělých nalezneme cévy jen v bazální třetině menisků. Výjimku tvoří pouze rohy, které jsou prostoupeny cévami prakticky v celém rozsahu. Z tzv. parameniskálních cév pouzdra, jejichž zdrojem je v dorzální části a. media a v přední aa. genus inferiores, odstupují krátké cévy pronikající do báze každého menisku.

Ligamentum patellae – dostává cévy jak z Hoffova tělesa, tak z cévních sítí v oblasti obou retinakul (Bartoníček, 1991).

3.1.8 Nervové zásobení (Čech, 1986)

Na inervaci kolenního kloubu se podílejí svými větvemi n. femoralis, n. peroneus communis, n. tibialis a nekonstantně n. obturatorius.

Průběh jednotlivých nervů

V okolí kolenního kloubu probíhají tři silnější nervové kmeny, a to n. peroneus communis, n. tibialis a n. saphenus.

N. peroneus communis - probíhá po dorzální straně stehna. V oblasti kolenního kloubu je uložen v laterální části fossa poplitea přímo pod fascií, takže při ohnutém kloubu může být nerv i hmatný. V oblasti krčku fibuly se nerv přetáčí na anteromediální plochu bérce. Přitom je uložen přímo na kosti a na víc je kryt jen fascií, proto je v tomto úseku nerv velmi zranitelný, např. pouhým tlakem sádrového obvazu.

N. tibialis - probíhá po dorzální ploše kloubu ve fossa poplitea. Jako jediný nerv vydává v oblasti kolenního kloubu kromě větví senzitivních i větve motorické. V horní části fossa poplitea odstupují rr. musculares jako jediné nervy určené pro obě hlavy m. gastrocnemius. Motorická větévka pro m. popliteus odstupuje z kmene nervu při horním okraji svalu.

N. saphenus - je nejdelší senzitivní větví z n. femoralis. V oblasti kolenního kloubu proráží fascii mezi šlachami m. sartorius a m. gracilis. Přidává se k v. saphena magna a s ní dále pokračuje na bérce.

Inervace kloubního pouzdra

Přední plocha pouzdra dostává z mediální strany senzitivní vlákna především z n. saphenus. Zadní plocha pouzdra pak dostává konstantně vlákna z n. tibialis a dále z peroneus communis. Nekonstantně sem zasahuje i větvička z n. obturatorius. Tím lze vysvětlit projekci bolestí do kolenního kloubu při onemocněních kyčle, protože n. obturatorius konstantně inervuje kyčelní kloub.

Vazivové struktury kolenního kloubu jsou bohatě inervovány. V obou zkřížených vazech byla popsána řada volných nervových zakončení. U menisků vstupuje nervová pleteň do jejich baze, u mediálního menisku i do jeho střední části (Bartoníček, 1991).

3.1.9 Spojení vazů a kostí (Čech, 1986)

Vlákna vazů přecházejí do kosti zónou vazivové chrupavky bez účasti periostu. V rámci kostně-vazivového spojení lze mikroskopicky rozlišit čtyři zóny (Benjamin et al., 1986). Paralelně probíhající vlákna vazů v první zóně přecházejí do druhé zóny, tzv. zóny vazivové chrupavky. Její buňky jsou obvykle uspořádány v několika řadách. Třetí zóna je charakterizovaná tzv. modrou linií, která označuje přechod vazivové chrupavky v chrupavku mineralizovanou. Zde je průběh kolagenních vláken nepravidelný. Chrupavčité buňky jsou řidší, větší a vícejaderné. Přechod této chrupavčité zóny do vlastní kosti - zóna čtvrtá - závisí na průběhu vazů. I v této zóně se místy objevují jednotlivá kolagenní vlákna. Obdobným způsobem se upínají i šlachy svalů.

„Interpozice“ vazivové chrupavky do spojení vazů s kostí plní následující funkce: působí jako pružinový systém při přenosu tahu z vazů na kost či obráceně, je růstovou zónou pro vaz nebo kost, působí jako bariera při difúzi minerálních látek z kosti do vazů, a navíc je i barierou mezi cévním systémem zásobujícím vaz a cévním systémem zásobujícím přilehlou spongiózní kost.

3.2 Biomechanika kolenního kloubu

Biomechanika kolenního kloubu je vzhledem ke komplikované stavbě kolenního kloubu značně složitá.

Kolenní kloub má jako nosný kloub dolní končetiny dvě hlavní funkce:

- umožňuje potřebný rozsah pohybu mezi femurem a tibií,
- zabezpečuje optimální přenos tlakových sil, které vznikají činností svalů a hmotností těla.

Funkce jednotlivých struktur kolenního kloubu:

- kost a kloubní chrupavka: jsou schopny elastické deformace, která zvyšuje kloubní kongruenci, zlepšuje přenos tlakových sil v kloubu a zvyšuje jeho stabilitu,
- vazy: zajišťují pasivní stabilitu kloubu,
- menisky: jsou schopny větší elastické deformace než chrupavka a kost. Tím vyrovnávají inkongruenci kloubu a působí jako tlumič při nárazech kloubních ploch. Dále zabraňují uskřínutí kloubního pouzdra při pohybu,
- svaly: zajišťují aktivní pohyb v kloubu,
- nervové receptory a vlákna: představují informační systém, který vysílá do CNS informace o poloze kloubu, napětí vazů a registruje bolestivé podněty. (Čech, 1986)

Pokud proložíme středem kolenního kloubu tři základní roviny – frontální, sagitální a transverzální, protnou se ve třech přímkách označených jako X, Y, Z, které jsou zároveň osami možných pohybů v kolenním kloubu. Kolem těchto os je teoreticky možné provést celkem šest druhů pohybu:

- tři rotační (rotace kolem os X, Y, Z),
- tři translační (posuny podél os X, Y, Z).

V klinické praxi označujeme rotační pohyb okolo osy Y jako flexi – extenzi, pohyb okolo osy X jako abdukci – addukci, pohyb okolo osy Z jako vnitřní a zevní rotaci. Translační pohyb podél osy X označujeme jako přední a zadní zásuvkový příznak, translační pohyb podél osy Z jako kompresi a distrakci, translační pohyb podél

osy Y není za normálních okolností možný (může k němu dojít jen při poranění vazivového aparátu).

Základní postavení kolenního kloubu je plná extenze. Při plné extenzi je napnuta většina statických stabilizátorů (oba zkřížené i oba postranní vazy a kloubní pouzdro) a napnuty jsou také stabilizátory dynamické. Femur, menisky a tibie na sebe pevně naléhají. Tento stav označujeme jako "zamčené koleno". Plná extenze je tedy nejstabilnější polohou kolenního kloubu.

Aktivní pohyby v kolenním kloubu jsou flexe - extenze a vnitřní a zevní rotace bérce. Ostatní pohyby jsou pouze pasivní a lze je provést např. při vyšetřování. Jejich rozsah je velmi malý, nicméně má svůj praktický význam.

Flexe – extenze

Jak již bylo uvedeno, základní postavení kloubu je plná extenze. Z tohoto postavení lze provést ještě malý extenzní pohyb, tzv. hyperextenzi v rozsahu asi 5°. U jedinců s větší laxitou vazů bývá větší, nepřekročí však obvykle 15°.

V opačném směru je možno provést zhruba 160° flexi, ale z toho pouze 140° aktivně. Zbývajících 20° lze dosáhnout pouze pasivně, např. působením hmotnosti těla při dřepu, neboť při dosažení 140° flexe na sebe dolehnou flexory stehna a bérce. Tím se vzájemně omezují v dalším působení.

Flexe - extenze, probíhající převážně v sagitální rovině, není zdaleka jednoduchým pohybem, nýbrž je výsledkem složité řady dějů. V současné době se obecně uznává, že během flexe - extenze se kombinují tři pohyby:

- iniciální vnitřní rotace na začátku flexe a terminální zevní rotace na konci extenze,
- valivý pohyb kondylů femuru po tibiálním plató směrem dopředu,
- klouzavý pohyb kondylů femuru po tibiálním plató směrem dozadu.

Příčinou těchto různých pohybů je tvar kloubních ploch a průběh a uspořádání hlavních vazů kloubů. Hlavní význam pro vzájemnou koordinaci všech tří pohybů, a to hlavně valivého a klouzavého, mají zkřížené vazy. Tato koordinace je totiž při rozdílné velikosti kloubních ploch kondylů femuru a tibie pro plynulý pohyb nezbytná. Jakákoliv

změna lokalizace začátku či úponu zkříženého vazů, popř. změna jeho délky, má za následek změnu základních biomechanických poměrů v kloubu.

Rotace

Je do jisté míry závislá na flexi, neboť stupeň flexe ovlivňuje i rozsah rotací. V plné extenzi jsou rotační pohyby díky napětí téměř všech vazů nemožné. Rozsah rotací se zvětšuje s postupnou flexí a to hlavně během prvních 30° flexe. Dále se zvětšuje rozsah rotace poměrně málo. Největší rozsah rotačních pohybů je zhruba mezi 45° a 90°. (Čech, 1986)

Údaje jednotlivých autorů o jejich rozsahu se mohou lišit, ale většinou se uvádějí téměř shodné hodnoty pro rotaci vnitřní (17°) a pro rotaci zevní (21°). Velký vliv má i působení tlakových sil, které mohou rozsah rotačních pohybů zmenšit až na polovinu.

Rotační pohyb je závislý především na uspořádání vazivového aparátu a jeho vztahu ke kostním strukturám. Rotační pohyby se odehrávají jak ve femoromeniskální, tak v meniskotibiální části kloubu. Významnou úlohu má rozdílná fixace obou menisků. Proto v mediálním femorotibiálním kloubu dochází k rotačním pohybům, zejména mezi femurem a meniskem. V laterálním je rotační pohyb rozdělen mezi femoromeniskální a meniskotibiální částí kloubu mnohem rovnoměrněji. Zevní meniskus tvoří pohyblivou jamku jak pro kondyl femuru, tak pro kondyl tibie. (Bartoníček, 1991)

3.2.1 Biomechanika předního zkříženého vazů (LCA)

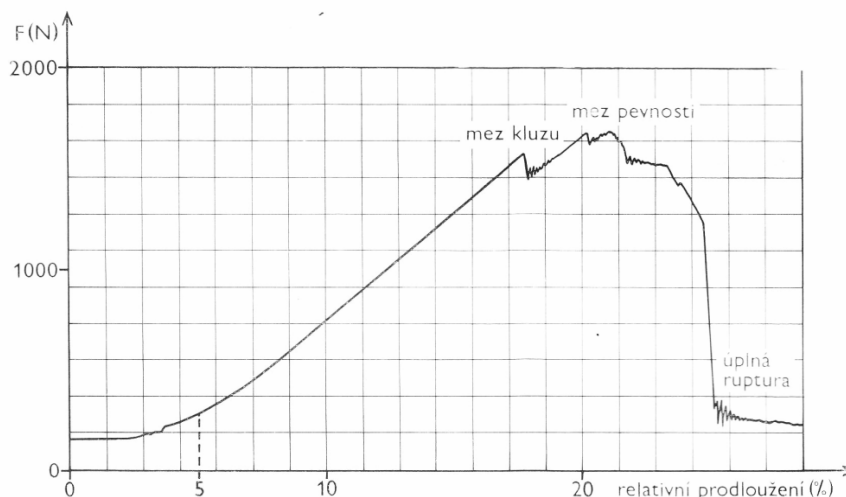
Přední zkřížený vaz zabezpečuje spolu se zadním zkříženým vazem anteroposteriorní stabilitu kolenního kloubu. Také zajišťují vzájemnou koordinovanost všech tří pohybů (rotační, valivý a klouzavý) a to hlavně valivého a klouzavého.

Napětí LCA vyplývá z jeho tibiofemorálního uložení a není v průběhu pohybu stále stejné. V plné extenzi je vaz napnutý celý, zejména jeho posterolaterální část. Při 15° flexi začíná jeho tenze klesat a dosahuje minima zhruba mezi 30°- 40° flexe. S další flexí začíná napětí opět narůstat, takže při 90° flexi je zejména jeho anteromedální část silně napnutá. Na napětí LCA má vliv i rotace v kloubu, kdy zevní rotací dochází k jeho relaxaci a rotací vnitřní se naopak napíná. (Čech, 1986)

Znamená to tedy, že v jakékoliv poloze kolena zůstává alespoň část vazů napjata a tudíž funkční, což dává tomuto vazů velké klinický význam. (Arnoczky, 1983)

Mechanické vlastnosti LCA

Vazy jsou při zatížení namáhány zejména tahem. Při působení tahové síly na vaz pak dochází k jeho elongaci. (Huiskes, Blankevoort; 1992) Závislost tahové síly a relativního prodloužení zachycuje obr.



Obrázek č. 2 Vzájemná závislost relativního prodloužení vazů na velikosti síly (Čech, 1986)

Křivku lze rozdělit na dvě části, jejichž hranici představuje tzv. mez kluzu. V první části křivky, která se nazývá elastická, je dána velikostí prodloužení, které je úměrné velikosti tahové síly. Elastickou část lze ještě rozdělit na dvě fáze. V první (platí pro oblast Hookova zákona) je prodloužení plně reverzibilní. To znamená, že po skončení působení tahové síly se vaz okamžitě vrátí do své původní délky a nedochází tak k žádným strukturálním změnám. U vazů kolenního kloubu je tato hranice možného prodloužení kolem 5% původní délky svalu. Jestliže prodloužení přesáhne pětiprocentní hranici, není již plně reverzibilní. Vaz zůstává částečně elongován z důvodu změn v jeho vnitřní struktuře. Pokud se velikost působící tahové síly dále zvětšuje, vzrůstá i velikost relativního prodloužení a postupem je dosaženo meze kluzu. Tím dochází k závažným strukturálním změnám vazů. (Čech, 1986)

Po překročení této meze přechází křivka do tzv. plastické části křivky, což znamená, že po skončení působení tahové síly se délka vazů nemění a vaz zůstává trvale elongován. Vrchol křivky pak označuje mez pevnosti vazů, tedy maximální velikost tahové síly, kterou je nutno vynaložit k úplnému přetržení vazů. Při pokračující elongaci

velikost působící tahové síly prudce klesá a dochází k makroskopickému přerušení vazů. Tato situace nastává v případě, že velikost relativního prodloužení dosáhne 25 – 30 % původní délky vazů (Kennedy, 1976).

Tyto mechanické vlastnosti vazů jsou vymezeny podílem kolagenních a elastických vláken, základní proteoglykanovou hmotou a jejich biochemickým složením. Mění se pak vlivem stárnutí, systémových onemocnění, imobilizací, způsobem namáhání a samozřejmě také poraněním.

3.3 Stabilita kolenního kloubu

Dungl (Dungl, 2005) udává, že správná funkce kolenního kloubu není možná bez zajištění jeho stability.

Podle Newtonových zákonů pohyb vzniká a zaniká působením určité síly. Ty vznikají působením tří stabilizačních systémů, tedy systémem vazivových stabilizátorů, systémem svalových stabilizátorů a stabilitou danou kontaktem kloubních ploch (podíl tvaru kloubních ploch a tlakové síly působící v kloubu). Tyto systémy pak společně zajišťují stabilitu kloubu, která se může, v závislosti na různých okolnostech, měnit.

Celkovou stabilitu kloubu ovlivňují síly zevního prostředí. Pokud jsou tyto síly menší nebo v rovnováze se silami vznikajícími působením tří uvedených stabilizačních systémů, jedná se o tzv. funkční stabilitu kloubu. V případě, že jsou tyto síly větší, dochází v závislosti na jejich velikosti a rychlosti působení ke vzniku akutní či chronické instability.

3.3.1 Akutní instability s primární lézí kapsulárních stabilizátorů

Mediální instability (abdukčně-zevně-rotací)

Jsou nejčastější a tvoří více než 90 % všech poranění vazivového aparátu kolenního kloubu. K poranění dochází působením kombinace abdukce a zevní rotace bérce při současné flexi kloubu v různém stupni. Tato poranění vznikají působením jak přímého, tak nepřímého násilí. Rozhodující úlohu má vnitřní postranní vaz, který působí jako primární stabilizátor při abdukci i zevní rotaci bérce (Čech, 1986).

Mediální instability můžeme rozdělit na tři stupně:

První stupeň: Dochází k poškození mediálních kapsulárních struktur, je roztržen vnitřní postranní vaz včetně pouzdra kloubního. Působením dalšího násilí dochází k poranění mediálního menisku.

Druhý stupeň: Vlivem dalšího násilí dochází k poškození jednoho z obou zkřížených vazů za současné léze dalších mediálních kapsulárních struktur. Podle toho, který ze zkřížených vazů je poškozen, lze je rozdělit na dvě varianty: anteromediální instabilitu, kdy je poškozen přední zkřížený vaz a posteromediální instabilitu, kdy je poškozen zadní zkřížený vaz.

Třetí stupeň: Vzniká působením velkého přímého násilí na extendovaný kloub ze zevní strany (přímá mediální instabilita). Dochází k roztržení všech mediálních kapsulárních stabilizátorů, roztrženy jsou oba zkřížené vazy a může dojít i k rozdrčení laterálního menisku.

Laterální instability (addukčně-rotací)

Na rozdíl od mediálních instabilit jsou vzácné, tvoří zhruba asi 5% všech poranění vazivového aparátu kolena. Příčinou je násilná addukce sdružená se zevní či vnitřní rotací bérce a přímé mediální násilí.

První stupeň: Jsou poškozeny kapsulární struktury, může dojít k roztržení zevního postranního vazů s pouzdem kloubním a zevním meniskem, může být poškozena i šlacha m. popliteus.

Druhý stupeň: Vzniká anterolaterální instabilita následkem poškození kapsulárních struktur, postranního vazů, předních zkřížených vazů a zevního menisku. Může být poškozen tractus iliotibialis a šlacha m. biceps femoris.

Třetí stupeň: Vzniká působením přímého násilí na vnitřní stranu kloubu v plné extenzi (přímá laterální instabilita). Kromě roztržení všech laterálních kapsulárních stabilizátorů, včetně caput laterale m. gastrocnemius, jsou roztrženy oba zkřížené vazy a kromě zevního menisku může být poškozen i vnitřní. Toto poranění je jedním z nejzávažnějších poranění kolenního kloubu.

Hyperextenzní instability (genu recurvatum)

Jsou to poměrně vzácná poranění, ale svými důsledky patří k nejtěžším. Hyperextenzní poranění se svým mechanismem i rozsahem škod podobají třetímu

stupni mediální či laterální instability. Vznikají při hyperextenzi kolenního kloubu při přímém hyperextenzním násilí. Jestliže se však k hyperextenzi přidruží i násilí působící ve směru addukce či abdukce, je charakter poranění poněkud jiný. Výslednicí směru násilí vznikají tři typy poranění. Při pokračování násilí pak dojde k luxaci kolenního kloubu. (Čech, 1986)

Při přímém hyperextenzním poranění dochází kromě poškození dorzální části pouzdra, předního a zadního zkříženého vazů i k distenzi či částečné ruptuře postranních vazů, a mohou být poraněny i oba menisky.

Hyperextenzní poranění spojené s varózním násilím vede k poškození posterolaterálního kapsulárního komplexu, zevního postranního vazů a předního zkříženého vazů.

Hyperextenzní poranění sdružené s valgózním násilím vede k poškození posteromediální části pouzdra, vnitřního postranního vazů a předního zkříženého vazů. Může být roztržen i zadní zkřížený vaz.

Izolované léze LCA nejsou příliš časté. Vznikají nepřímým mechanismem, násilnou vnitřní rotací bérce během terminální fáze extenze kloubu. Kromě poškození předního zkříženého vazů vzniká distenze dorzální části pouzdra a může dojít k odtržení obou menisků v oblasti zadních rohů.

Izolované léze zadního zkříženého vazů vznikají působením přímého násilí na přední plochu kloubu ve flexi. Typickým příkladem je poranění způsobené nárazem o palubní desku při autohavárii. Dochází k poranění zadního zkříženého vazů, dorzální části pouzdra včetně m. popliteus.

3.3.2 Chronické instability kolenního kloubu (Čech, 1986)

Chronická instabilita kolenního kloubu je dynamicky se rozvíjející stav, který je výrazem závažné insuficience jednoho nebo obou zkřížených vazů a kapsulárních struktur, zejména postranních vazů. Podkladem každé chronické instability je instabilita akutní, která nebyla léčena nebo byla léčena špatně nebo dokonce nebyla rozpoznána. Podle vzájemné kombinace postižení jednotlivých zkřížených vazů a dalších kapsulárních struktur se objevují klinické obrazy chronických instabilit.

Instabilita vzniklá z poškození předního zkříženého vazů je nejčastějším typem chronické stability. Její projevy se liší podle toho, které kapsulární struktury jsou současně poškozeny. Při klinickém vyšetření je patrný typický posun tibie vpřed, kloubní výpotky a také poměrně častý rozvoj artrotických změn kloubní chrupavky. Mezi subjektivními obtížemi dominuje neschopnost běhu s brzděním či akcelerací a giving way fenomén (pocit podlamování kolena).

Instabilita vzniklá z poškození zadního zkříženého vazů se vyskytuje již méně často. Obtíže, které jsou způsobeny touto instabilitou, bývají poměrně malé, takže často ujdou pozornosti. Klinicky lze vyšetřit abnormální posun tibie vůči femuru vzad, časné postižení femoropatelního kloubu artrózou vlivem přetížení a biomechanických změn. Subjektivně je pak snížena schopnost brzdění při běhu a potíže při chůzi se schodů.

Instabilita vzniklá z poškození obou zkřížených vazů je poměrně vzácná. Mezi klinické příznaky patří posun tibie vpřed i vzad proti femuru při vyšetření, různý stupeň virózní i valgózní viklavosti a silné omezení schopnosti chůze, někdy dokonce nemožnost chůze bez použití bandáže.

Stabilizační schopnost vazivového aparátu je dána pouze mechanickou pevností vazů, které nejsou schopny se aktivně přizpůsobit zvýšeným nárokům jako svalový systém.

Koordinace mezi vazivovým a svalovým systémem je zajištěna pomocí kinetického neuromuskulárního řetězce dle Payra. Při pohybu a při působení vnějších sil dochází k dráždění neuroreceptorů, lokalizovaných hlavně ve zkřížených vazech a kloubním pouzdře. Tyto proprioceptory prostřednictvím sensitivních nervových vláken informují CNS o postavení kloubu, jeho pohybu a hlavně napětí vazů. Tyto informace jsou zpracovány v CNS a motorickými nervovými drahami je působením příslušných svalů zajištěna činnost kloubu. [(Čech, 1986), (Kožák, 2000)]

3.4 Klinické prostředky diagnostiky stavu kolenního kloubu

Složitost kolenního kloubu z hlediska stavby i funkce se logicky odráží i ve vlastním vyšetřování, které je mnohem obtížnější než u ostatních kloubů. Obecně lze říci, že postup vyšetření by měl být sledem logicky na sebe navazujících kroků. Celkové klinické vyšetření by pak mělo být složeno z anamnézy, aspekčního a palpačního

vyšetření, vyšetření aktivních a pasivních pohybů v kloubu, vyšetření stability kloubu a z provedení specifických vyšetřovacích testů a měření. Na základě zjištěných informací jsou pak indikována další doplňková vyšetření, mezi která patří zejména rentgenologické vyšetření, vyšetření s využitím magnetické rezonance a artroskopické vyšetření. (Čech, 1986)

Vzhledem k tomu, že přední zkřížený vaz nemá žádný vztah ke kloubnímu pouzdru, nemůže být tedy vyšetřen ani pohledem ani palpací. U čerstvých poranění a chronických instabilit je proto diagnostika založena zejména na anamnéze, klinických testech a artroskopickém vyšetření.

Vyšetřováním kolenního kloubu, potažmo LCA, se zabývalo mnoho autorů [viz např. (Čech, 1986), (Feagin, Steadman; 2008), (Gross et al.; 2005), (Haladová, Nechvátalová, 1997), (Liorzou, 1991), (Trnavský, Rybka; 2006)]. V této kapitole budou proto popsána pouze vyšetření nejlépe vedoucí k ozřejnění léze LCA.

3.4.1 Anamnéza

Anamnéza bývá v dnešní době často opomíjeným a podceňovaným zdrojem informací. Platí však, že přes 50% ortopedických onemocnění lze objasnit při správně odebrané anamnéze. Zároveň slouží k eliminaci zbytečných fyzikálních a jiných doplňkových vyšetření, která pacienta pouze zatěžují. (Dungl, 2005)

U čerstvého poranění je nezbytné zjistit hlavně přesný mechanismus poranění, intenzitu bolesti, případně její přesnější lokalizaci při úraze, schopnost zátěže a chůze ihned po poranění, rychlost vzniku otoku a vzhled kloubu těsně po úraze.

U chronických afekcí zjišťujeme, jaký byl dosavadní léčebný postup u původního úrazu, subjektivní pocity pacienta, blokády, nález výpotku a pocity nestability, která se projevuje dvojím způsobem:

1. "giving way" fenoménem, což je náhlé podklesnutí kolenního kloubu, a to i při chůzi. Příčinou je reflexní ochabnutí m.quadriceps femoris
2. pocitem nejistoty kloubu při zvýšené zátěži (prudká změna směru, chůze po nerovném terénu)

Velmi důležitou indicií je informace o stavu propriocepce, jejíž poruše může nasvědčovat opakování traumat, zjišťujeme také údaje o zraku, bolestech zad, hlavy,

ramen, endokrinologickou anamnézu, psychosociální, osobnostní a profesní pozadí problému. (Mayer, 2003)

3.4.2 Klinické testy k vyšetření stability kloubu [(Dungl, 2005), (Gross et al., 2005)]

Poškození předního zkříženého vazů je v klinické praxi zjišťováno zejména vyšetřením předního zásuvkového příznaku, Lachmanovým testem a Pivot-shift testem. Přesnost a objektivita nálezů je ovšem závislá na zkušenosti vyšetřujícího a přesnosti provedení daného testu. Je ale nutné mít na mysli, že tyto testy většinou vypovídají jen velmi málo o reálném chování kolenního kloubu během konkrétního posturálního a pohybového úkonu (Mayer, 2003).

S vyšetřením je vhodné začínat na zdravém koleni, přičemž se posuzuje proximální posun tibie vůči femuru. Hodnotí se zejména ukončení testů (pevný či měkký konečný bod) a plynulost nastupujícího odporu.

Přední zásuvkový manévr

Vyšetřujeme anteriorní posun tibie vůči femuru při 90° flexi v kolenním kloubu. Negativita manévru zcela nevylučuje poškození předního zkříženého vazů, pokud ještě nedošlo k sekundárnímu uvolnění struktur kloubního pouzdra. Proto u čerstvých poranění manévr v časových intervalech opakujeme.

Lachmanův test

Je vlastně podobný zásuvkovému příznaku, jen s tím rozdílem, že flexe v koleni je mezi 20 – 30°. To má zřejmou výhodu – eliminuje se tím tah hamstringů, čímž se vyloučí dynamická stabilizace kloubu. V případě positivity je zvětšený přední posun tibie ukončen měkkým, postupně narůstajícím odporem.

Pivot-shift test

Výchozí polohou pro tento test je plná extenze v koleni a současná vnitřní rotace a abdukce bérce. Při pozitivitě testu dochází k ventrální subluxaci laterálního kondylu tibie vůči femuru. Při postupném převádění končetiny do flexe dojde ve zhruba 40°

flexi k náhlé repozici subluxovaného kondylu, a to díky snížení napětí iliotibiálního traktu.

Je důležité si uvědomit, že síla, která je vyvinuta při vyšetření vazivového aparátu je mnohonásobně menší než síla, která působí na kloub při pohybu a vede k pocitu jeho nestability. Negativita těchto testů proto nemusí znamenat integrálnost předního zkříženého vazů.

3.4.3 Magnetická rezonance (Feitová, 2002)

Magnetická rezonance (MR) patří mezi vyšetřovací metody zobrazovací. Je to neinvazivní metoda založená na magnetických vlastnostech vodíkových protonů. Umístěním pacienta do silného magnetického pole dojde k uspořádání těchto protonů rovnoběžně se siločarami vnějšího magnetického pole buďto paralelně, nebo částečně antiparalelně. Takto uspořádané protony v magnetickém poli nejsou v klidu a vykonávají tzv. precesi – rotační pohyb kolem vlastní pomyslné osy. Během vyšetření působí na protony elektromagnetické impulzy, jejichž frekvence musí být shodná s frekvencí precesí. To má za následek absorpci energie a vychýlení protonů z paralelního do antiparalelního postavení. Navíc se jejich precese synchronizuje, protony jsou ve stejné fázi. Jakmile impulz přestane působit, dochází k relaxaci, tj. protony se vrací do původního paralelního postavení a současně dochází k jejich rozfázování. Časová konstanta charakterizující návrat do paralelního postavení bývá označována jako T1 relaxační čas a čas potřebný k zániku synchronizace protonů je T2 relaxační čas. Obecně jsou T1 relaxační časy 2–10 × delší než T2 a platí, že tkáně s vysokým obsahem vody mají dlouhé T1 i T2 relaxační časy. Tkáně s vysokým obsahem tuků mají tyto časy krátké. T1 vážené obrazy (T1W) jsou založeny na rozdílu hodnot časů T1 u jednotlivých tkání vyšetřované oblasti. T2 vážené obrazy (T2W) jsou založeny na rozdílu T2 relaxačních časů tkání. Do této skupiny patří i proton-denzitně vážené obrazy, kde rozlišení jednotlivých tkání závisí pouze na hustotě protonů v každé z nich.

MR nepracuje s žádným druhem ionizujícího záření, radiační zátěž je tedy nulová. Na organismus působí pouze silné statické magnetické pole a elektromagnetické pole, která jsou v současné době, při nepřekročení limitních hodnot, považována za bezpečná.

Nejmenší tloušťka jedné vrstvy je přibližně 3 mm a oproti CT pak může MR vytvářet vrstvy v libovolných rovinách.

MR je velmi spolehlivou metodou pro posouzení stavu všech nitrokloubních struktur kolenního kloubu (Dungl, 2005). Vzhledem k tomu, že izolované léze LCA nebývají časté, je při vyšetření důležité zachytit i případné současné poškození ostatních vazivových struktur, menisků či chrupavky. Aby mohla být tato podmínka splněna, je podle Allena (Allen, 2009) nutné provádět snímkování s kolenem v plné extenzi, byť optimálně je LCA hodnocen při cca 30° flexi, ta ovšem vyšetření těchto struktur poměrně komplikuje. Hodnotit lézi LCA lze zobrazením v rovině sagitální, koronální i axiální, a s využitím T1 i T2 vážených snímků.



Obrázek č. 3 MRi poraněného vazů (Gammons, 2010)

3.4.4 Artroskopie [(Dungl, 2005), (Trnavský, Rybka; 2006)]

Artroskopie řadíme k endoskopickým metodám umožňujícím z minimálního přístupu vizuální diagnostiku nitrokloubních poranění. Jedná se o klinicky vysoce přesnou metodu, která současně umožňuje nápravu poškozených struktur a naplánování dalšího terapeutického postupu.

Artroskopická optika, tvořená složitým systémem čoček, s různým zorným polem a úhlem pohledu o průměru 4 mm je do kloubu zaváděna pomocí trokaru s tupým obturátorem. Optika je napojena na zdroj světla a malou videokameru, kterou je obraz přenášen na monitor. Během zákroku je kloub plněn izotonickým solným roztokem, kterým je kloub proplachován, a zároveň jsou odstraňovány drobné fragmenty. Pro stanovení velikosti léze je potřeba vyšetřovací sonda s kalibrací. Artroskopie je prováděna na operačním sále za přísných aseptických podmínek v celkové nebo spinální anestezii. Svalová relaxace umožňuje vyšetřit vazivový aparát, usnadňuje manipulaci s kloubem a rozevření jednotlivých kompartmentů, čímž snižuje riziko poškození chrupavky.

Výhodou artroskopie proti otevřeným operacím je malá invazivita, minimální incize, minimální pooperační zánětlivá reakce či zlepšení a zpřesnění samotné diagnostiky.

3.5 Terapeutické možnosti při poranění předního zkříženého vazů

Kinematická analýza kolene hraje důležitou roli ve vyhodnocování rizikových faktorů u nekontaktních poranění ACL, v rozvoji preventivních programů poranění vazů a ve stanovení efektivnosti chirurgických rekonstrukčních technik na znovuoobnovení normálních pohybových vzorů. Nastavení správného vzoru ovšem nezáleží jen na geometrii a mechanických vlastnostech pasivních koleních struktur, ale také na komplexním vlivu gravitačních, inerciálních a aktivně svalových sil. Kadaverózní studie nemohou reprodukovat složité podmínky zatížení kolene nutné k vytvoření funkčního pohybu. In vivo studie funkce kolene jsou tedy důležité pro pochopení role intaktních ACL a pro stanovení účinnosti náhradního štetu pro obnovu a udržení normální funkce kolenního kloubu. (Fu, 2008)

Pro dosažení optimálních výsledků terapie kolenního kloubu je nutné porozumět základním anatomickým, biomechanickým a neurofyzilogickým faktorům, které ovlivňují hojení rekonstruovaného vazů a umožňují opětovný návrat k plné funkčnosti operovaného kolenního kloubu. (Smékal, 2006)

3.5.1 Konzervativní léčba

Konzervativní léčba se doporučuje u menších nebo částečných lézí předního zkříženého vazů nebo u lézí, u kterých je koleno stále v akceptovatelných limitech stability a u dětí nebo dospívajících vzhledem k nedokončenému kostnímu růstu. Dále je doporučována také s ohledem na subjektivní a objektivní potíže pacienta.

Při chronických nestabilitách léčených konzervativně spočívá léčba zejména v dynamické stabilizaci kloubu. Teoreticky je možné kompenzovat chybějící funkci předního zkříženého vazů zvýšenou aktivací ischiokrurálních svalů jako synergistů tohoto vazů.

3.5.2 Chirurgická léčba

Poranění LCA je relativně častým zraněním u populace mladšího a středního věku. V seniorském období dochází spíše k poškození na základě degenerativních procesů v průběhu osteoartrózy. (Mašát, 2005) Vzhledem k tomu, že ruptura LCA má negativní vliv na stabilitu kolenního kloubu, je třeba v řadě případů přistoupit k operačnímu řešení - náhradě, poškozeného vazů (Smékal, 2006).

Při rekonstrukci akutní nebo chronické přední nestability musí být operátor plně obeznámen s anatomíí a prostorovou orientací LCA. Typická lokalizace femorotibiálních úponů stejně jako multifascikulární struktura vazů jsou příčinou toho, že napětí v jednotlivých svazcích je během celého rozsahu pohybu odlišné. Pro správné uložení štěpu je tedy přesná znalost úponové lokalizace a biomechanických vlastností nezbytná. Jak otevřené, tak artroskopické techniky anatomické rekonstrukce LCA dávaly dobré subjektivní a funkční výsledky, artroskopie však umožňuje rychlejší návrat pacienta k původním aktivitám a stala se tedy metodou volby (Drápal, 1992).

Výhody a nevýhody chirurgických náhrad křížových vazů jsou stále diskutovaným tématem. Podle Irvinea a Glasgowa (Irvine, Glasgow; 1992) časná stabilizace kolenního kloubu náhradou LCA snižuje v budoucnu riziko poranění dalších významných struktur, zejména menisků. Samotná rekonstrukce vazů ovšem neslouží jako prevence rozvoje artrózy. Riziko progresu degenerativních změn je však po náhradě LCA štěpem menší než když by kloub zůstal nestabilní. Jak uvádí studie autorů Jimha, Bortona, Clingenfelera a Pinczewskyho (Jimha et al., 1999) vztah mezi rekonstrukcí LCA a rizikem vzniku gonartrózy zůstává stále kontroverzní, a to hned z několika důvodů. Při primárním poranění LCA může dojít k současnému nediodagnostikovanému poranění subchondrální kosti nebo hyalinní chrupavky, které je predispozicí dalšího rozvoje degenerativních změn. Navíc měření stupně artrózy, zejména v jejích časných stádiích, je relativně obtížné a mnohdy nepřesné (Hart et al., 2007). Klinické projevy artrózy také často nekorespondují s peroperačním nálezem nebo nálezem na rentgenových snímcích, proto časně provedená rekonstrukce LCA má pro prevenci rozvoje degenerativních změn větší význam než rekonstrukce pozdní (Jimha et al., 1999). Případný rozvoj artrózy po náhradě LCA je dále ovlivňován typem provedeného výkonu, notch plastikou s možným poškozením kloubního povrchu, zkušenostmi chirurga i pooperační aktivitou pacienta (Hart et al., 2007).

3.5.3 Historie náhrad LCA (Fu, 2008)

Již na začátku dvacátého století se začalo experimentovat s prvními náhradami předního zkříženého vazů. První písemně doložená zmínka o rekonstrukci vazů pochází z roku 1914, kdy Hesse popsal rok starý úspěšný pokus ruského chirurga Grokova o rekonstrukci obou přetržených křížových vazů. Jako náhrada byl zvolen štěp z fascie laty. Tím odstartovaly experimenty s volbou samotných štěpů.

První transplantace s využitím meniskálního štěpu byla popsána v roce 1917 námořním lékařem Holzlem. Tento zákrok provedl v roce 1914 zur Verth, přičemž nahradil oba křížové vazy resekovanými menisky. Stejnou metodu pak použila v roce 1917 i Petrashevskaja a byla tak první ženou na poli chirurgických náhrad LCA.

V roce 1934 popsal italský chirurg Riccardo Galeazzi techniku rekonstrukce LCA s využitím šlachy z m. semitendinosus. Šlacha byla umístěna intraartikulárně skrz vyvrtaný tunel v tibiální epifýze a laterálním femorálním kondylu, kde byl štěp fixován do periostu. Galeazzi použil 3 místa vstupu, jeden k získání semitendinózní šlachy, další pro artrotomii a třetí pro laterální fixaci. S anatomicky umístěným semitendinózním štěpem přišel v roce 1939 Macey. První dynamická stabilizace u kolen s deficientním LCA pak byla provedena Lindemannem a Heidelbergem. Náhrada s využitím štěpu pouze z m. gracilis byla poprvé realizována v roce 1974 McMasterem.

Rekonstrukce s využitím patelárního štěpu byla poprvé popsána v roce 1932 a provedena již zmíněným německým chirurgem zur Verthem. O třicet let později americký lékař Jones popsal novou chirurgickou techniku, kdy patelární štěp odebraný spolu s trojúhelníkovým kostním bločkem z pately umístil pod tibiální hrbolek, tedy bez využití tibiálního tunelu. Femorální tunel byl umístěn v interkondylární úžině posteriorně na okraji kloubní chrupavky. Posléze imobilizoval končetinu v sádrovém obvazu při 10° flexi po 4 týdny a podle dostupných informací byly výsledky velmi dobré.

V roce 1966 přišel německý chirurg Bruckner jako první s využitím slepého „inside-out“ femorálního tunelu. Štěp odebral z mediální části patelárního ligamenta a protáhl ho tibiálním tunelem. Franke pak v roce 1976 poprvé popsal techniku s využitím volného štěpu ze střední třetiny patelární šlachy s kostními bločky po obou jeho stranách.

Umělý silonový vaz jako náhrada byl poprvé použit na začátku dvacátého století. Od šedesátých let se začaly vytvářet syntetická polymerová, později karbonová

vlákna. Výrobou umělé vláken se zabývá mnoho institutů, jedná se o vlákna odolná proti únavě a umožňující prorůstání fibroblastů. Ani tyto metody však nejsou zcela ideální a mají mnoho odpůrců a také v našich zemích se po původních zkušenostech používají pouze biologické materiály (Višňa et al., 2002).

3.5.4 Výběr štěpu pro rekonstrukci LCA

Před volbou typu štěpu pro náhradu předního zkříženého vazů je nutné si uvědomit, že při použití štěpu z lig. patellae nelze ani po přesném nacílení a vyvrtání kostěných kanálů absolutně dokonalé izometrie dosáhnout. Je to způsobeno necentrickým umístěním vazivové části štěpu na kostních bločcích. Čistě šlachové štěpy umožňují jejich přesnější umístění v kostěných kanálech, ovšem je třeba brát v úvahu způsob jejich fixace. (Hart, 2007)

Nejčastěji je pro plastiku LCA využíván štěp ze šlachy m. semitendinosus (šlachy m. gracilis se současně nedoporučuje odebírat pro významnější oslabení síly flexe kolena) nebo štěp ze střední třetiny lig. patellae (Pokorný, Paša; 2003). Již dlouhou dobu je náhrada z lig. patellae považována za zlatý standard, protože její výhodou je vysoká iniciační pevnost a dobrý potenciál hojení kost-kost (Woo et al., 2006). Obdobné vlastnosti má i náhrada LCA alogenním štěpem z lig. patellae, která se často používá také u revizních výkonů (Musil et al., 2005). Vzhledem k výskytu poperačních femoropatelárních obtíží je tato technika méně vhodná u osob s femoropatelárními obtížemi již před operací a dále u stavů po zlomeninách pately, operacích v krajině patelárního ligamenta, dysplaziích pately a u osob vystavených nutnosti kleku v rámci profese (Sadovský et al., 2005).

Čtyřikrát přeložený štěp ze šlachy m. semitendinosus se spolu s moderními způsoby fixace štěpu ve femuru rekonstrukci s patelárním štěpem, co se pevnosti týče, vyrovná. Využití této techniky se neindikuje u valgózních kolen, mediální nestability a sportů s převahou rotace. Velkým problémem také zůstává dosud nevyřešená fixace šlachového štěpu v tibii. (Sadovský et al., 2005) Nevýhodou této techniky je podle Sagawy (Sagawa et al., 2002) také oslabení síly flexe v kolenním kloubu a vnitřní rotace bérce.

3.5.5 Problematika cílení kostních kanálů (Hart et al., 2007)

Největším problémem při rekonstrukcích LCA bývá cílení kostních kanálů. To přitom významně ovlivňuje výsledek operace: rozsah pohybu, stabilitu kolena, reakci synoviální výstelky kloubu, bolest, impingement, případně selhání štěpu a následný rozvoj degenerativních změn. Přesnost umístění femorálního kanálu má pak větší vliv při změnách délky štěpu během flexe-extenze než přesnost umístění kanálu tibiálního, protože při pohybu dochází k posunu středu otáčení kloubu, který je blíže femorálnímu úponu LCA. (Barrett, Treacy; 1996).

Náhrada LCA by měla být umístěna tak, aby její pohyb při flexi-extenzi nebyl větší než 2 mm. Pokud je femorální kanál zhotoven příliš ventrálně, délka štěpu se s flexí zvětšuje. Štěp tak může blokovat flexi nebo může být flexí distendován, což způsobuje nestabilitu v extenzi. V případě, že je femorální úpon LCA příliš dorzálně, zvětšuje se délka štěpu s extenzí. Štěp s femorálním úponem dorzálně tak limituje rozsah extenze nebo způsobuje laxitu ve flexi.

V ideálním případě má být kanál pro štěp vrtán přesně v místě úponu původního LCA. Femorální kanál se má vrtat v poloze 10 až 11 u pravého a 1 až 2 u levého kolena. Je-li štěp uložen v tomto intervalu horizontálněji, zajišťuje spíše rotační stabilitu kloubu, je-li více vertikálně, je korigována nestabilita předozadní. Co se týče tibiálního kanálu, pokud je vrtán více dorzálně, je štěp příliš vertikální a nemůže bránit přednímu posunu tibie.

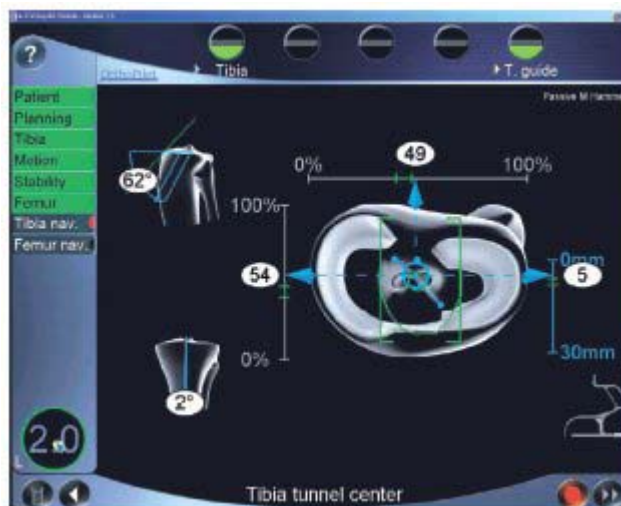
3.5.6 Počítačová navigace v rámci rekonstrukce LCA (Hart et al., 2007)

Podobně jako v jiných oblastech chirurgie, také v ortopedii lze pozorovat snahu o rozvoj co nejméně invazivních postupů a artroskopie je toho dokonalým příkladem. To však může být spojeno se ztrátou operátora přehledu o důležitých anatomických strukturách. Tyto problémy počítačem asistovaná navigace umožňuje minimalizovat. Je totiž předpoklad, že umožní přesné cílení kostních kanálů pro náhradu LCA i v rukách méně zkušených operátorů, což potvrzuje např. Picardova studie (Picard et al., 2001). Počítačovou navigací lze také velmi dobře zdokumentovat přesné umístění kanálů bez zhotovení rentgenového snímku nebo CT vyšetření. Navigační systémy se při náhradách předního zkříženého vazů na řadě zahraničních pracovišť již rutinně používají, v České republice zatím jen výjimečně.

Systémy kinematické navigace umožňují při rekonstrukcích LCA vyšší přesnost cílení kostních kanálů, dovolují měřit izometrii, impingement a úhly vrtání kostních kanálů (Shep et al., 2005). Se systémem kinematické navigace pak není zapotřebí rentgenového peroperačního vyšetření, není potřeba časově a finančně náročného předoperačního plánování jako u systémů založených na CT vyšetření, systémy jsou relativně jednoduché a prodloužení operační doby není významné (10-15 min).

U plastik LCA je v současnosti nejdéle užívaným a nejvíce propracovaným systémem kinematické navigace systém OrthoPilot. Spojuje v sobě obě techniky rekonstrukce, jak izometrickou, tak anatomickou. Systém je tvořen, stejně jako obdobné další systémy, z 3D infračervené kamery a aktivních infračervených markerů na sondách. Kamera pak sleduje pohyb sond s přesností 0,1- 0,3 mm. Sondy jsou před vlastním výkonem stabilně fixovány k femuru a tibii dvojicí Kirschnerových drátů nebo lépe bikortikálními šrouby. Na femuru je sonda fixována anteromediálně z bodové incize pod m. vastus medialis cca 10 cm nad linii kloubu. Je třeba při zavádění šroubu dávat pozor, aby intramedulárně neinterferoval s budoucím femorálním kanálem. Druhou sondu fixujeme na tibii opět anteromediálně, a to přibližně 20 cm pod kloubní linii. Po zadání dat o pacientovi a typu štěpu následuje registrace extraartikulárních orientačních bodů (tuberositas tibiae, přední hrana tibie a mediální a laterální kondyl tibie), kinematická fáze registrace, předoperační test předozadní a rotační stability a nakonec registrace dat z intraartikulárních struktur kolem „foot-printu“ LCA na tibii (přední plocha zadního zkříženého vazy, přední roh laterálního menisku a interkondylická eminence) a z přední a zadní části interkondylické fossy. Přesná registrace orientačních struktur je pak pro navigační proces rozhodující.

Jednou z nejdůležitějších struktur, kterou bereme do úvahy při plánování, je interkondylická fossa, která vymezuje prostor pro oba zkřížené vazy. Nejvýznamnější částí je její strop a laterální stěna, kde může nejčastěji docházet k impingementu. Po dokončení registrace dat následuje vlastní cílení



tibiálního kanálu, (obr.4). Obdobné informace jsou k dispozici i při cílení

Obrázek č. 4 Cílení tibiálního kanálu (Hart et al., 2007)

kanálu femorálního (obr. 5). Možný impingement bývá nejčastěji vizualizován jako grafický průsečík virtuálního vazy a peroperačně digitalizovaného povrchu interkondylického prostoru, a to u některých systémů automaticky, u jiných při převedení kolenního kloubu do plné extenze. Na konci operace lze zkontrolovat a nahrát dosaženou předozadní a rotační stabilitu. Pokud se daří obnovit pomocí navigačního systému i rotační stabilitu kolena s použitím jednoduchého štetu, např. z lig. patellae, je otázkou, zda je nutné rekonstruovat oba svazky předního zkříženého vazy zvlášť, jak je v poslední době doporučováno. Různé navigační systémy dovolují ještě využití některých dalších funkcí jako je možnost monitorovat prolongaci virtuálního vazy



Obrázek č. 5 Cílení femorálního kanálu (Hart et al., 2007)

umístěného na daném místě při převádění kolena z extenze do flexe a naopak. Software většinou vychází z předpokladu, že štěp je ohrožen rupturou při prolongaci větší, než je 10 % jeho délky. Pokud se tedy virtuální model plastiky PZV prolonguje o více než tuto hodnotu, je operátor o této skutečnosti informován zčervenáním jeho kontury.

Aby se předešlo tvorbě

nepřesného virtuálního modelu na nestabilním kloubu, umožňují některé systémy plánování umístění vazů na zdravém koleni. Další proměnnou, kterou pomáhají navigační systémy ovlivnit, je tonizace štěpu. Výsledkem nedostatečné tonizace štěpu totiž může být přetrvávající laxita kloubu (Brady et al., 2007).

3.5.7 Rekonstrukce vazů s využitím autologního B-T-B štěpu (Sadovský et al., 2005)

Operace začíná zavedením artroskopu ze standardního anterolaterálního portálu, po revizi kloubu se přistupuje k odběru štěpu. Ten je odebrán ze střední třetiny patelárního ligamenta spolu s kostními bločky z pately a tuberozity tibie o délce asi 25 mm. podle konstituce pacienta je síla patelárního štěpu mezi 9 - ti a 10-ti mm. Důležité je nepřekročit při odběru kostěného bločku z pately osu dělicí česky na proximální a distální část a odběr provést striktně z distální poloviny pately, čímž se eliminuje riziko její zlomeniny. Následuje preparace interkondylického prostoru, při které se odstraňují zbytky přetrženého vazů. Po přesném zacílení a vyvrtání femorálního kanálu je připravený štěp protažen pomocí K – drátu za opakované flexe a extenze tak, aby byl štěp důkladně vtažen do kanálu. Přes anteromedialní port je poté do prostoru mezi stěnou kanálu a vtaženým kostěným bločkem zaveden další K – drát, při tom je koleno flektováno do maximální možné flexe, a přes takto zavedený drát se šroubuje kovový interferenční šroub. Po vyjmutí zaváděcího drátu je nutné vyzkoušet pohyb kloubu a pevnost fixace vazů při pohybu. Tibiální kotvení je prováděno obdobným způsobem s kolenem v semiflexi 20 – 30° v lehké zevní rotaci. Po zkontrolování nitrokloubního průběhu vazů a vypláchnutí dutiny kloubní je zaveden Redonův drén, sešit defekt patelárního ligamenta a vyplněny místa kostního odběru fibrinovou pěnou. Na závěr je sešito peritoneum patelárního ligamenta, podkoží a kůže.

Výhodou B-T-B štěpu je jeho vhojení v poměrně velmi krátkém čase (6 – 8 týdnů).

3.5.8 Rekonstrukce vazů s využitím autologního ST/G štěpu (Sadovský et al., 2005)

Po revizi kolenního kloubu se přistupuje k odběru šlachy m. semitendinosus. Kožní řez v délce asi 3 cm je veden šikmo nebo svisle nad šlachami hamstringů, přibližně 1 cm mediálně a 1 cm distálně od tuberositas tibie. Po preparaci a jasné identifikaci semitendinozní šlachy je proveden speciálním nástrojem její odběr o délce cca 30 cm. Pokud nemá šlacha m. semitendinosus potřebnou délku či průměr, odebírá se šlacha m. gracilis. Odebraný štěp je zbaven zbytků svalové hmoty a je změřena jeho délka. Cílem přípravy je získání štěpu o minimální délce 75 mm a tloušťce 8-10 mm. Nejčastěji je tedy šlacha skládána čtyřnásobně. Zásadní je pečlivá příprava štěpu na tonizační lavici, kde dochází k prošíání štěpu a „vyvážení“ napětí všech pramenů.

Následuje příprava interkondylární fossy a cílení a vrtání kanálů. Po navrtání je do femorálního kanálu zaveden K – drát s očkem, pomocí kterého je štěp protažen do kloubu. Femorální konec štěpu je posléze zajištěn vstřebatelnými Rigid Fix hřebíky. Tibiální konec vazů je fixován vstřebatelným interferenčním šroubem. Jeho průměr je nejčastěji o 1 mm větší než odvrtný kanál. Šroub je zaváděn za kontroly artroskopu po vodícím drátu vždy až k vnitřní kortikalis ve 30° semiflexi kolene, lehké zevní rotaci a tlaku na bérec.

Vhojení nového štěpu je v tomto případě delší, a to mezi osmi a dvanácti týdny.

3.5.9 Příčiny selhání rekonstruovaného štěpu

Nejčastější příčinou selhání štěpu při primární náhradě LCA je jeho neanatomický průběh. Vaz je pak při pohybu přepínán a postupně dochází až k jeho selhání. Dalším důvodem selhání je impingement štěpu vzhledem ke stropu fossa intercondylaris. [(Hart, 2007), (Deehan, 2000)]

Četnost selhání plastiky LCA a nutné reoperace v důsledku jejího nekorektního provedení se pohybuje mezi 10-20 % (Fox et al., 2004). Podle Koha (Koh, 2006) je technická chyba příčinou selhání plastiky LCA u 77-95 % reoperací, z toho v 70-80 % případů jde o nepřesnost při cílení kostních kanálů. Dosud byla častější příčinou selhání chyba na straně femorálního kanálu, ale v poslední době narůstá procento nekorektního zacílení kanálu tibiálního.

3.6 Fyzioterapeutické hledisko

3.6.1 Důvody narůstající incidence poranění kolenního kloubu (Mayer, 2003)

Podle mnoha studií je jedním z klíčových faktorů vzniku poranění kolenního kloubu narušení neuromotorické kontroly dynamické stabilizace kolenního kloubu. U pacientů jsou pravidelně prokazovány poruchy koordinace a časování stabilizačních svalů, narušení vzorců aktivace, zpomalení reakčních časů, pomalejší dosažení optimálního momentu síly a narušení anticipačních mechanismů. Tyto poruchy jsou pak zjišťovány i na zdravé končetině. Dalším aspektem poruch neuromotorické kontroly jsou změny vnímání tělového a dynamického pohybového schématu. Oblast kolenního kloubu má navíc poměrně malou kortikální senzomotorickou reprezentaci, následkem toho je koleno poměrně málo „uvědomováno“ a snadno se vytrácí z vědomého tělového a pohybového schématu.

U osob s poškozením předního zkříženého vazů a po jeho operační rekonstrukci je prokázáno snížení multimodální aferentace až o 70 procent. Dlouhodobé pooperační výsledky pak úzce korelují právě se stavem propriocepce.

3.6.2 Časová aktivace stabilizačních svalů a poškození LCA (Mayer, 2003)

Jedním z nejdůležitějších faktorů majících vztah k poškození LCA je časové rozložení stabilizace v posterioanteriorním a v mediolaterálním směru zejména ve stojné fázi pohybového cyklu, při doskoku a při korekci silových momentů působících anteriorní translaci tibie. Aby byla zajištěna řádná dynamická podpora funkce LCA, je v tomto případě nutné aktivovat nejdříve hamstringy, až poté mm. vasti, a nakonec mm. gastrocnemii. Preaktivace hamstringů je poměrně výrazná a nutná vzhledem k tomu, že hamstringy jsou agonisty LCA jen pokud jsou zapojeny do uvedených stabilizačních vzorců a jejich aktivace je optimálně načasována. Pro dobrou stabilizaci je dále nutná vyvážená aktivace mediálních a laterálních hamstringů. Aby byl průběh dynamické stabilizace kvalitní, musí být semisvaly včas a dostatečně aktivovány, neboť výraznější přesun aktivace ve prospěch m. bicipitis femoris destabilizuje koleno zejména vůči silám vnitřně rotujícím femur oproti tibii. Tato situace nastává zejména při dlouhodobé insuficienci LCA a po náhradě LCA štěpem z m. semitendinosus nebo m. gracilis. V neposlední řadě koleno dynamicky stabilizují mm. gastrocnemii. Tato svalová

skupina táhne femur oproti tibii dorzálně za současné komprese kloubu. Pro tuto funkci je klíčová správně rozložená koaktivace s mm. vasti. Předčasná a nadměrná aktivace kvadricepsu oproti mm. gastrocnemii představuje další rizikový faktor pro poškození LCA.

U lézí LCA dochází k výraznému funkčnímu útlumu m. vastus medialis. Tento útlum může představovat adaptační, i když často kontraproduktivní pokus CNS, jak zvrátit nežádoucí vzorec dynamické stabilizace ve prospěch hamstringů. Riziková je paradoxně zejména nekompensovaná aktivace mm. vasti při malých flekčních úhlech. Důraz je třeba proto spíše klást na zapojení m. vastus medialis do správných stabilizačních vzorců komplexními technikami jako je např. senzomotorický trénink, techniky proprioceptivní neuromuskulární facilitace, reflexní lokomoce, a obecně progresivním tréninkem dynamické stabilizace. Z cviků a manévru, při kterých dochází k aktivaci m. vastus medialis, mají význam ty, které tento sval uvádějí do koaktivace s hamstringy. Aktivaci m. vastus medialis lze dále podpořit zevní rotací končetiny a její addukcí. Je třeba znovu zdůraznit, že izolované a mechanické posilování, bez důrazu na trénink správného stabilizačního vzorce může mít u lézí LCA nežádoucí důsledky.

Komplexní trénink dynamické stabilizace je nutnou součástí nejen preventivního programu, ale také neopominutelnou podmínkou dlouhodobého úspěchu operační terapie. Trénink dynamické stabilizace by měl vycházet z představy provázanosti propriocepce, neuromotoriky, stavu měkkých tkání a kloubních struktur vůbec. Neměly by být opomenuty i širší souvislosti rehabilitace, zejména osobnostní a motivační.

3.6.3 Fyzioterapeutická intervence

Pro dosažení optimálních výsledků v rámci terapie kolenního kloubu je potřeba porozumět alespoň základním anatomickým, biomechanickým a neurofyzilogickým faktorům, které ovlivňují hojení rekonstruovaného vazů. Samotný rehabilitační postup je pak také ovlivněn a limitován případnými přidruženými poraněními ostatních intra či extraartikulárních struktur kolene. Gradace zátěže během rehabilitace závisí na typu fixace štěpu (pin, šrouby, endo-button, atd.) a dále na sdružených artroskopických zákrocích prováděných v operovaném kloubu. (Smékal et al., 2006)

Popis předoperačních a pooperačních rehabilitačních plánů je mimo rámec této práce, proto odkazuji na dostupnou odbornou literaturu [viz např. (Smékal et al., 2006), (Andrtová, Chlupatá; 1994), (Dobeš, 2003)].

3.7 Reologie

Podstatou této práce je hodnocení reologických vlastností kolenního kloubu s rupturou předního zkříženého vazů. Pro pochopení experimentální části je proto nezbytné zařadit i tuto kapitolu.

První zmínka o vědní disciplíně zvané reologie je připisována Eugenu C. Binghamovi a je datovaná kolem roku 1928. Bingham také popsal motto celého oboru, z něhož plyne i samotný název, které zní **παντα ρει** (panta rei) a lze jej přeložit jako „všechno plyne“. (Steffe, 1996)

Reologii můžeme definovat jako nauku o deformaci a tečení látek. Reologie samotná se pak zabývá mechanickými vlastnostmi látek, je rozšířením teorie pružnosti a pevnosti na látky, u kterých je vztah mezi napětím, deformací a rychlostí deformace složitější než u klasických kovových materiálů. Snaží se zdůraznit časovou závislost napětí a deformace, která je typickým jevem pro všechny mechanicky (reologicky) složitější látky. Stírá tedy pevnou hranici mezi pevnou látkou a kapalinou. Pro popis mechanických vlastností látek zavádí reologie modely, u kterých kombinuje vlastnosti klasických pružných (elastických) pevných látek, viskozních kapalin a ve složitějších případech i látek plastických. (Strážnická, 2006)

3.7.1 Základní reologické modely (Havránek, 2007)

Pro modelování reologických vlastností tkání používáme jednoduché prvky, které reprezentují základní vlastnosti – elasticitu, plasticitu a viskozitu (Otáhal, 2010).

Elasticita

Elasticita je charakterizována Youngovým modulem pružnosti (Otáhal, 2010).

Jako elastické označujeme ty látky, které po odstranění vnějšího napětí zaujmou svůj původní tvar, nelze je tedy trvale deformovat. Pro tyto látky platí přímá úměrnost mezi deformací a napětím, to znamená, že platí Hookův zákon a takové látky nazýváme jako hookovské.

Tento vztah lze vyjádřit charakteristickou reologickou rovnicí:

$$\gamma = \frac{\tau}{G}$$

kde deformaci vyjádříme úhlem smyku γ a napětí označením τ . Graficky je pak tato přímá úměrnost vyjádřena přímkou a jako model zvolena pružina s připsanou hodnotou modulu pružnosti ve smyku G vystihující tuhost pružiny.

Biolátky jsou nelineárně elastické, není tedy zachována přímá úměrnost mezi deformací a napětím v průběhu zatěžování a po jeho skončení. Vystižení jejich elastického chování hookovskou látkou je pak první, i když často velmi užitečnou, aproximací. U měkčích tkání je většinou možné zanedbat objemovou deformaci vůči tvarové a užít tak vztah mezi Youngovým modelem E a modelem pružnosti ve smyku G :

$$E = 3G$$

Zřejmou výjimku zde tvoří kosti, pro které je model klasické elastické látky adekvátní v širší oblasti namáhání. Deformaci způsobenou namáháním lze relativně přesně vypočítat dle klasické teorie pružnosti, v tomto případě ale nelze objemovou deformaci zanedbat.

Viskozita

Většina viskózních látek jsou tekutiny, z nichž výraznější viskózní vlastnosti mají kapaliny, proto se pro viskózní látky užívá též názvů viskózní tekutiny a viskózní kapaliny.

Viskózní látky lze charakterizovat Newtonovým viskózním zákonem, pro který

platí, že rychlost deformace ($\frac{d\gamma}{dt}$) je přímo úměrná napětí. Tuto závislost lze vyjádřit charakteristickou reologickou rovnicí

$$\frac{d\gamma}{dt} = \frac{1}{\eta} \tau,$$

kde η značí viskozitu a τ smykové napětí.

Existuje však řada látek, jejichž viskózní chování tak jednoduše popsat nelze. V biokapalinách je newtonovské viskózní chování spíše výjimkou a model newtonovské viskózní látky je pro něj jen prvním přiblížením k vystižení jejich viskózního chování. Látky, jejichž viskózní chování nelze plně popsat Newtonovým viskózním zákonem a jejich reologické vlastnosti vystihnout pouze jedinou konstantou

⁷, označujeme jako látky neneutronovské nebo také látky nelineárně viskózní. Pro tyto látky platí, že rychlost deformace není úměrná napětí.

Vzhledem k tomu, že biolátky patří k reologicky nejsložitějším, lze v rámci biokapalin za newtonovskou látku považovat snad jen moč.

Plasticita

Plasticita je charakterizována součinitelem tření (Otáhal, 2010). Plasticitými nazýváme ty látky, u nichž tečení nastává až po překročení jisté mezní hodnoty napětí. V reologické systematice charakterizujeme plastické chování modelem Saint – Venantovým.

Plastická Saint Venantova látka je modelová látka, která se chová jako tuhé těleso a při dosažení mezního napětí začne téct, přičemž napětí se udržuje na své mezní hodnotě, kterou nemůže překročit.

Plasticita, která obecně znamená vznik trvalé nevratné deformace, je pro tkáň nežádoucím jevem. Specifikou biolátek ve stavu in vivo je, že v nich existují dlouhodobé řízené mechanismy, které umožní jejich návrat do stavu, který je velmi blízký původnímu.

Viskoelasticita

Viskoelasticita je typickou vlastností, která modifikuje poddajnost biologických struktur. Variabilita těchto vlastností je velmi široká: od reálné newtonovské kapaliny (synoviální tekutina, krev, lymfa, atd), přes různorodost měkkých tkání až po rozmanitost kostí (Otáhal, 2010)

Pro reologický popis látek, které leží na pomezí mezi kapalinami a pevnými látkami, je nutno zavést modely kombinující vlastnosti obou druhů látek. Nejjednodušším modelem pro viskoelastické látky je kombinace modelu newtonovské viskózní kapaliny a modelu hookovské elastické látky. Sériovým zapojením hookovské pružiny a newtonovského pístu vznikne Maxwellův model, při paralelním spojení pak model Kelvinův. Komplexnější, tzv. standardní reologický model, v podstatě kombinace obou předcházejících, se ještě lépe přibližuje vlastnostem reálných biomateriálů (Otáhal, 2010).

Při vyšetřování viskoelastických látek volíme tyto typy zatěžování: creep, relaxace napětí a dynamické namáhání.

Creep a relaxace napětí

Vyšetřujeme-li časový průběh napětí látky vystavené konstantní deformaci, říkáme, že vyšetřujeme látku při namáhání, které nazýváme relaxace napětí. Relaxace napětí je tedy sledování časového průběhu napětí ve vzorku podrobenému konstantní deformaci.

Vyšetřujeme-li časový průběh deformace látky vystavené konstantnímu napětí, říkáme, že vyšetřujeme látku při namáhání, které nazýváme creep neboli tečení.

Sledujeme – li deformační odezvu látky na harmonicky se měnící napětí, mluvíme o dynamickém namáhání.

3.7.2 Obecné reologické vlastnosti biomateriálů

Biologické materiály bývají obvykle nehookovské, nelineární, nehomogenní látky (Fung, 1993). Standardní reologické modely lze na ně většinou aplikovat jen jako, nicméně velmi užitečné, přiblížení.

Silově deformační charakteristika biologických struktur charakterizuje základní mechanické vlastnosti a z jejich časové závislosti pak jejich základní reologické vlastnosti: viskozitu, plasticitu a elasticitu. Veškeré tyto vlastnosti jsou výrazně interindividuální a závislé na mnoha faktorech (pohlaví, věku, tělesné teplotě, únavě aj.). (Otáhal, 2010)

Biomateriály lze považovat za materiály viskoelastické, neboť se projevují závislostí tuhosti na rychlosti deformace, změnou hysterezní křivky při změnách zatížení a projevy relaxace a creepu v čase. (Strážnická, 2006)

Kostní tkáň

Mechanické vlastnosti kostní tkáně jsou především dány její strukturou a pak také tvarem celé kosti. Reakce kostní tkáně na mechanické zatěžování pak závisí na jejím typu. U kompaktních kostí pak závisí vztah deformace – napětí jak na rychlosti, tak i na směru zatěžování. (Karas, 1978)

Kloubní chrupavka

Je to tkáň anizotropní a nehomogenní, pro kterou je fyziologické zatěžování v tlaku. K charakteristickým hodnotám popisujícím reologické vlastnosti chrupavky přistupuje vedle modulu elasticity v tahu a tlaku, modulu pružnosti ve smyku a Poissonovy konstanty též popis creep efektu, tedy jeho viskoelasticity. Závislost síla-deformace je tudíž závislá na čase a dále vykazuje menší či větší hysterézi. Při takovém zátěžovém režimu, kdy se již creep efekt neuplatňuje, je možné z této závislosti určovat charakteristické veličiny elastických komponent. (Karas, 1978)

Ligamenta a šlachy

Reologické vlastnosti jsou silně závislé na podílu základních strukturálních komponent: kolagenu a elastinu. Liší se výrazně umístěním, stářím a zátěžovou historií. (Otáhal, 2010)

Vazy i šlachy jsou uzpůsobeny k přenášení zatížení v tahu. Viskoelastické vlastnosti se projevují creep efektem či napětíovou relaxací podle způsobu aplikace vnějšího zatížení (Karas, 1978).

Synoviální tekutina

Viskoelastické vlastnosti synoviální tekutiny závisí na pH a iontové síle roztoku. Mohou se výrazně měnit s věkem a v patologii. (Otáhal, 2010)

3.7.3 Reologie kloubního spojení

Reologie kloubu je výrazně závislá na reologických vlastnostech intra a extraartikulárních tkáňových komponent. Dynamická stránka intraartikulární a extraartikulární složky poddajnosti má značný význam pro správnou funkci kloubu. Pasivní vlastnosti artikulujících struktur pohybového aparátu jsou dány především intraartikulární tribologií. Významným akumulátorem energie se stává sval pro své výrazné viskoelastické vlastnosti. Děje se tak řízeným způsobem, v závislosti na stupni aktuální a následné aktivace. Pojem tzv. mechanické impedance představuje poměr komplexního momentu síly (resp. tahové síly) ke komplexní úhlové rychlosti (resp. postupné rychlosti). Celková impedance extraartikulárních komponent je dána paralelní kombinací impedancí svalů, hmotností segmentů, vazivové tkáně, kůže aj. Kloubní

elastická složka pasivní impedance je vyvolána zejména vazy, především v krajních polohách flexe a extenze. (Otáhal, 2010)

4 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

4.1 Metodika výzkumu

Práci lze charakterizovat jako teoreticko-empirickou studii, ve které byly in vivo sledovány změny viskoelastických vlastností kolenního kloubu v průběhu pasivního ohýbání nebo natahování kolena, a to u 2 probandů s rupturou LCA.

V rámci jednotlivých měření byla využita metoda „pre-post testing“, tedy první měření bylo realizováno před plánovanou operací předního zkříženého vazy a další dvě pak během rekonvalescence s tím, že u každého probanda byla data získávána z měření obou dolních končetin. Samotná měření byla provedena s pomocí bioreometru.

4.1.1 Popis výběru výzkumného souboru probandů

Při výběru probandů jsem spolupracovala s ortopedicko-rehabilitačním zařízením CLPA v Praze. Hlavním kritériem výběru byla lékařem diagnostikovaná ruptura předního zkříženého vazy kolenního kloubu a indikace pacienta k artroskopické intraartikulární rekonstrukci tohoto vazy.

Samotný výběr probandů pak nebyl omezen věkem, pohlavím, profesí, sportovní aktivitou ani přidruženým poraněním zbylých struktur kolenního kloubu. Jediným kritériem výběru byl druh plánované operace, tedy aby byl v rámci dvoučlenné výzkumné skupiny jeden proband operován s využitím B-T-B štěpu a druhý pak s využitím štěpu ST/G. Podmínka týkající se ST/G štěpu ovšem značně komplikovala výběr probandů, který probíhal v období září – listopad 2009.

4.1.2 Identifikace výzkumného souboru pacientů

Výzkumný soubor byl tvořen dvěma probandy, muži, jejichž průměrný věk byl 34 let. První proband podstoupil plastiku předního zkříženého vazy s pomocí autogenního štěpu z m. semitendinosus s fixací Rigid Fix. Druhý proband absolvoval intraartikulární rekonstrukci LCA s využitím autogenního B-T-B štěpu fixovaného interferenčními šrouby. U obou probandů byla ruptura prokázána při vyšetření

magnetickou rezonancí. Ani jeden proband neabsolvoval žádnou jinou operaci týkající se kolenního kloubu. Operace i pooperační průběh byl u obou bez komplikací.

4.1.3 Organizace výzkumu

Před zahájením výzkumu byli oba probandi informováni o formě budoucí spolupráce. Zároveň podepsali informovaný souhlas k vyšetření kolenních kloubů metodou bioreometrie a k nahlížení do osobní zdravotnické dokumentace osobami získávajícími způsobilost k výkonu zdravotnického povolání a členy výzkumného týmu v oblasti bioreometrie, viz příloha

První měření metodou bioreometrie probíhala týden před naplánovanou rekonstrukcí předního zkříženého vazů. Před samotným měřením byly odebrány základní anamnestické údaje a orientačně vyšetřen funkční stav kolenního kloubu. Při každém dalším měření byl každý z probandů dotazován na aktuální zdravotní stav a případnou tělesnou zátěž z důvodu možného zkreslení výsledků. Veškeré bioreometrické vyšetření se odehrávalo v laboratoři Biomechaniky extrémních zátěží katedry Anatomie a biomechaniky člověka FTVS UK v Praze, přičemž žádný z probandů před měřením nedodržoval předem stanovený pohybový režim. Zdůrazněn byl pouze požadavek vyvarování se extrémních zátěží.

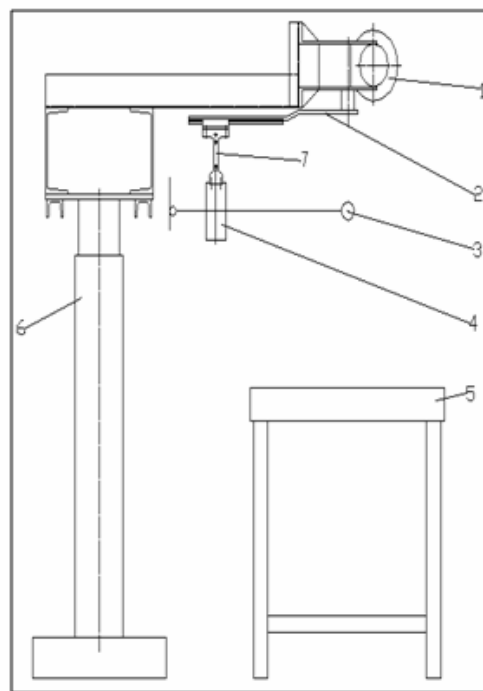
Zbylá dvě měření se uskutečnila šest, respektive dvanáct týdnů po rekonstrukčním zákroku. Mezi prvním a druhým měřením probíhala po domluvě mezi mnou, pacientem a zdravotnickým zařízením pouze základní forma rehabilitace, a to jen v době hospitalizace. Mezi druhým a třetím měřením byla rehabilitace intenzivního charakteru, rehabilitační plán byl stanoven příslušným fyzioterapeutem kliniky CLPA.

4.1.4 Popis bioreometru a jeho funkce (Prokešová, 2008)

Změny reologických vlastností kolenních kloubů v průběhu rekonvalescence byly u obou probandů zjišťovány pomocí bioreometru. Tento přístroj měří odpor vznikající v kolenním kloubu (pasivní moment) během vynuceného pohybu ve směru flexe (ohnutí) a extenze (natažení) kolena. V průběhu celého pohybu dochází k cyklickému zatěžování a odtěžování kolenních extra- a intraartikulárních komponent, což vede k specifickému vývoji kolenního odporu. Výsledná naměřená závislost

pasivního momentu M na úhlu ohybu kolena φ je tedy reologickou charakteristikou pasivních silových vlastností celého kloubu a jeho okolí.

Popis měřicího zařízení vyjadřuje schéma konstrukce bioreomeru (viz obr. č. 6). Součástí měřicího přístroje je i vyšetřovací lehátko a konstrukce pro oporu stehna a bérce. Celé zařízení je umístěno na výškově nastavitelném podstavci. Mechanický pohyb kolena je vynucován krokovým motorem, jehož rotační pohyb je šnekovou převodovkou přenášen na pohyblivé rameno (unášeč). Na unášeči je siloměrný snímač, na kterém jsou nalepeny dva kovové jednoosé foliové tenzometry zapojené do střídavého tenzometrického můstku. Údaje z tenzometrického můstku jsou zpracovány A/D převodníkem se vzorkovací frekvencí 1 kHz. A/D převodník je napojen na počítač, ve kterém jsou data dále upravována a prostřednictvím specifického softwaru i zobrazována na monitoru v podobě křivky, která znázorňuje změnu celkového momentu kolena M v reálném čase t . Pohyb je generován v sinusovém rytmu a snímán je krouticí moment, úhel a úhlová rychlost.



Pro možnost další práce s naměřenými daty, jsou naměřené hodnoty ukládány v podobě textového i datového souboru.

4.1.5 Metodika měření

Výchozí polohou pro měření byl leh na boku netestované končetiny, ta byla zároveň pro zajištění stabilní polohy mírně pokrčena. Kyčelní kloub vyšetřované končetiny se nacházel v nulovém postavení, stehno bylo podepřeno podpěrrou zajišťující horizontální postavení stehenní kosti. Střed kolenního kloubu byl umístěn v ose unášeče. Běrec vyšetřované končetiny byl upnut do objímky spojené s tenzometrickým snímačem, který během testování zaznamenával celkový odpor kolena proti vynucenému pasivnímu pohybu. Svrchní horní končetina ležela volně před tělem, ohnutou spodní horní končetinu měl proband pod hlavou.

Obrázek č. 6 Schema konstrukce bioreometru (1-motor a převodovka, 2-unášeč, 3-dolní končetina, 4-objímka bérce, 5-vyšetřovací lehátko, 6- výškově nastavitelný podstavec, 7- siloměrný snímač) (Prokešová, 2002)

Každé měření bylo zahájeno třemi plynule navazujícími nehodnocenými cykly měření, aby si pacient přivykl na pasivní pohyb a volně relaxoval. Poté následovalo dalších pět plynule navazujících cyklů. Testovaný pohyb byl prováděn s amplitudou 80°, délka jednoho cyklu byla 30 s. Pro možnost srovnání byla vždy měřena zdravá a poté operovaná dolní končetina.

Měření probíhalo v klidném prostředí s vyloučením rušivých vlivů. Testované osoby byly před měřením požádány o odložení svrchního ošacení, aby nedocházelo k omezování pohybu a tím i k výslednému zkreslení dat.

4.1.6 Zpracování dat

Naměřená data byla zpracována ing. Kubovým z katedry Anatomie a biomechaniky člověka, a to s využitím programovacího softwaru ORIGIN PRO.

Výsledkem takto zpracovaných jsou charakteristické bioreogramy. Bioreogram vzniká spojením rostoucí a klesající části hysterezní smyčky. Horní rostoucí část vyjadřuje průběh pohybu z extenze do flexe a spodní klesající část pohyb zpáteční, z flexe do extenze. Na ose x je zaznamenán úhel dolní končetiny v radiánech (rad) a na ose y velikost momentu síly [Nm]. (Lekešová, 2008)

4.1.7 Způsoby vyhodnocení bioreogramů

Při vyhodnocování dat byly porovnány následující charakteristiky bioreogramů:

- Moment síly M [Nm/rad] – pasivní ohybový odpor kolenního kloubu, který je výsledkem různých způsobů namáhání, tvarové porovnání celých hysterezních smyček.
- Ztrátová energie E_z [J] – znamená ztrátu energie kolenního kloubu při jeho měření bioreometrem. Grafické znázornění odpovídá ploše bioreogramu.
- Tuhost kolenního kloubu – je určena z míry „nárůstu“ bioreogramu.

4.2 Výsledky

Pro dokumentaci změn reologických vlastností kolenního kloubu v průběhu rekonvalescence po artroskopické náhradě předního zkříženého vazů uvádím bioreogramy obou probandů vystihující tvarové změny křivek a změny strmosti jejich průběhu v rámci všech tří měření při srovnání operované a relativně zdravé dolní končetiny.

4.2.1 Výsledky měření metodou bioreometrie

Proband č. 1

Rok narození: 1962

Diagnóza: ruptura LCA s parciální rupturou mediálního menisku vlevo

Typ operačního výkonu: artroskopická náhrada předního zkříženého vazů s využitím štepů z m. semitendinosus

Úrazová anamnéza: k úrazu došlo v únoru 2009 během lyžování při nezaviněné srážce s jiným lyžařem

Pracovní anamnéza: manažer

Historie zatěžování: zaměstnání sedavé, sportovní aktivity pouze příležitostně

Výška: 176 cm *Váha:* 71 kg *BMI:* 22,9

První měření probíhalo v půlce prosince, zhruba týden před plánovanou artroskopickou operací.

Orientační vyšetření kolenního kloubu s lézí LCA: koleno oteklé, mírně naplněné, měkké tkáně nepohyblivé, patela nepohyblivá do všech směrů, anteriorní omezení joint play hlavičky fibuly. Rozsah pohybu do 90° flexe volný.

Orientační vyšetření intaktního kolenního kloubu: koleno bez měkké tkáně v oblasti kloubu volně pohyblivé, latero-laterální omezení patelárního pohybu, při flexně-extenčních pohybech patrné krepitace ve femoropatelárním skloubení. Rozsah pohybu do 90° flexe volný.

Antropometrické vyšetření: při vyšetření obvodu kolenního kloubu 10 cm nad patelou u obou končetin bez rozdílů.

Rehabilitace: předoperační rehabilitace neprobíhala.

Druhé měření následovalo šest týdnů po rekonstrukčním zákroku.

Orientační vyšetření operovaného kolenního kloubu: koleno bez otoku a náplně, měkké tkáně nepohyblivé, jizvy volné, palpačně nebolestivé, patela nepohyblivá ve všech směrech, patrná hypotrofie mediálního vastu m. quadriceps femoris. Pacient bez subjektivního pocitu bolesti. Rozsah pohybu do 90° flexe volný.

Orientační vyšetření intaktního kolenního kloubu: v porovnání s předchozím vyšetřením beze změn. Rozsah pohybu do 90° flexe volný.

Antropometrické vyšetření: při vyšetření obvodu kolenního kloubu 10 cm nad patelou naměřen u operované dolní končetiny 1,5 cm deficit.

Rehabilitace: během čtyřdenní hospitalizace pouze základní forma rehabilitace s nácvikem vertikalizace a chůze o berlích, pacient poučen o péči o jizvu. Pohospitalizační rehabilitace neprobíhala. Berle odejmuty třetí týden po provedené plastice LCA.

Třetí měření se uskutečnilo dvanáct týdnů po operaci.

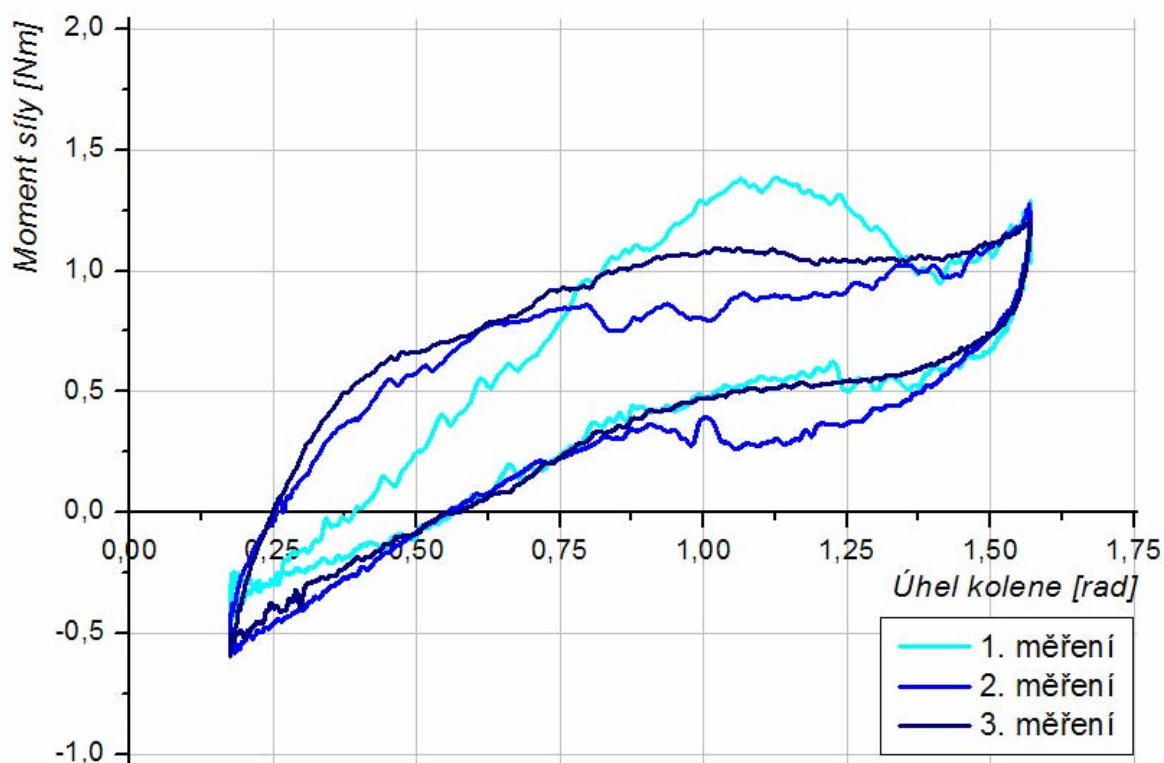
Orientační vyšetření operovaného kolenního kloubu: koleno bez otoku náplně, měkké tkáně kolem kloubu volně pohyblivé, jizvy volné, palpačně nebolestivé, patela volně hybná, bez subjektivního pocitu bolesti. Rozsah pohybu do 90° flexe volný.

Orientační vyšetření intaktního kolenního kloubu: patela volná ve všech směrech, ostatní vyšetření beze změn. Rozsah pohybu do 90° flexe volný.

Antropometrické vyšetření: u operované dolní končetiny deficit 1 cm.

Rehabilitace: intenzivní forma rehabilitace s cílem uvolnění měkkých tkání, aktivace dynamických stabilizátorů a obnovení kloubní vůle kolenního kloubu, zapojení končetiny do globálních pohybových vzorů.

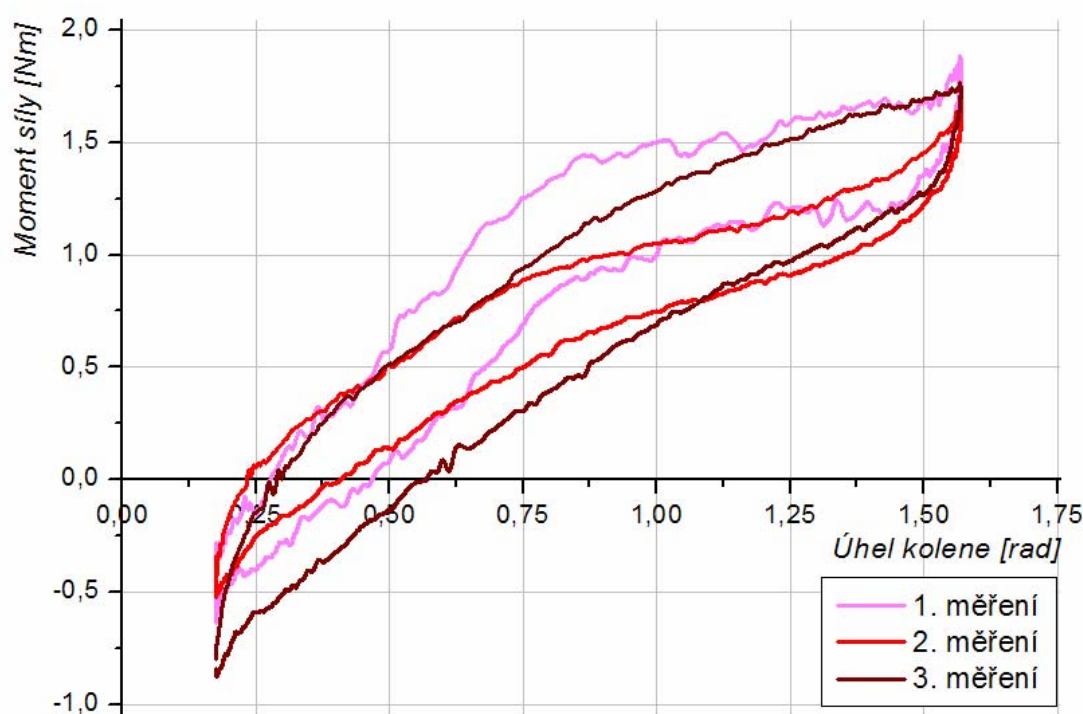
Zraněný kolenní kloub – výsledné bioreogramy ze všech tří měření, zobrazené v jednom grafu.



Graf 1. Změny reologických charakteristik v průběhu experimentu u zraněného levého kolenního kloubu.

Výrazný nárůst křivky během prvního měření lze pravděpodobně vysvětlit obranným hypertonem dynamických stabilizátorů. Typický je charakteristický „propad“ křivky při zhruba 80° flexe značící kompletní rupturu předního zkříženého vazy, která vede ke snížení tuhosti kolenního kloubu. Vývoj tvaru zbylých dvou křivek ukazuje na postupné zvyšování tuhosti vlivem operačního mechanického zastabilizování kloubu a postupné eutonizace dynamických stabilizátorů.

Zdravý kolenní kloub – výsledné bioreogramy ze všech tří měření, zobrazené v jednom grafu.



Graf 2. Změny reologických charakteristik v průběhu experimentu u zdravého pravého kolenního kloubu.

U všech tří křivek je nápadná zejména jejich strmost. Ta je dána pravděpodobně zvýšeným tonem dynamických stabilizátorů. Při porovnání druhé a třetí křivky je znatelný nárůst tuhosti a ztrátové energie, který je pravděpodobně možné vysvětlit zapojením zdravé dolní končetiny do dynamického procesu rehabilitace.

Proband č. 2

Rok narození: 1990

Diagnóza: ruptura LCA s distenzí zadní části pouzdra vlevo

Typ operačního výkonu: artroskopická náhrada předního zkříženého vazů s využitím volného štěpu z ligamentum patellae

Úrazová anamnéza: k úrazu došlo v září 2010 během florbalu při srážce s protihráčem

Pracovní anamnéza: student, amatérský hráč florbalu

Historie zatěžování: před úrazem sportovní zátěž každodenní, v období mezi úrazem a prvním měřením trénink kondičního charakteru 3x týdně

Výška: 180 cm *Váha:* 72 kg *BMI:* 22,2

První měření probíhalo v půlce prosince, zhruba týden před plánovanou artroskopickou operací.

Orientační vyšetření kolenního kloubu s lézí LCA: koleno oteklé, naplněné, měkké tkáně nepohyblivé, patela nepohyblivá do všech směrů, subjektivně klidová difuzní bolest kolene na stupni čtyři. Rozsah pohybu do 90° flexe volný.

Orientační vyšetření intaktního kolenního kloubu: vyšetřeny pouze změny posunlivosti a protažlivosti měkkých tkání v okolí kloubu. Rozsah pohybu do 90° flexe volný.

Antropometrické vyšetření: při vyšetření obvodu kolenního kloubu 10 cm nad Patelou u obou končetin bez rozdílu.

Rehabilitace: předoperační rehabilitace neprobíhala.

Druhé měření následovalo šest týdnů po rekonstrukčním zákroku.

Orientační vyšetření operovaného kolenního kloubu: koleno oteklé, bez náplně, měkké tkáně nepohyblivé, jizvy volné, palpačně nebolestivé, patela nepohyblivá ve všech směrech, patrná hypotrofie mediálního vastu m. quadriceps femoris. Pacient udává občasnou bolest při chůzi ze schodů. Rozsah pohybu do 90° flexe volný.

Orientační vyšetření intaktního kolenního kloubu: vyšetřeny změny posunlivosti a protažlivosti měkkých tkání v okolí kloubu, patela latero-laterálně nepohyblivá, anteriorní omezení joint play hlavičky fibuly. Rozsah pohybu do 90° flexe volný.

Antropometrické vyšetření: při vyšetření obvodu kolenního kloubu 10 cm nad patelou naměřen u operované dolní končetiny 2 cm deficit.

Rehabilitace: během čtyřdenní hospitalizace pouze základní forma rehabilitace s nácvikem vertikalizace a chůze o berlích, pacient poučen o péči o jizvu. Pohospitalizační rehabilitace neprobíhala. Berle odejmuty třetí týden po provedené plastice LCA.

Třetí měření se uskutečnilo dvanáct týdnů po operaci.

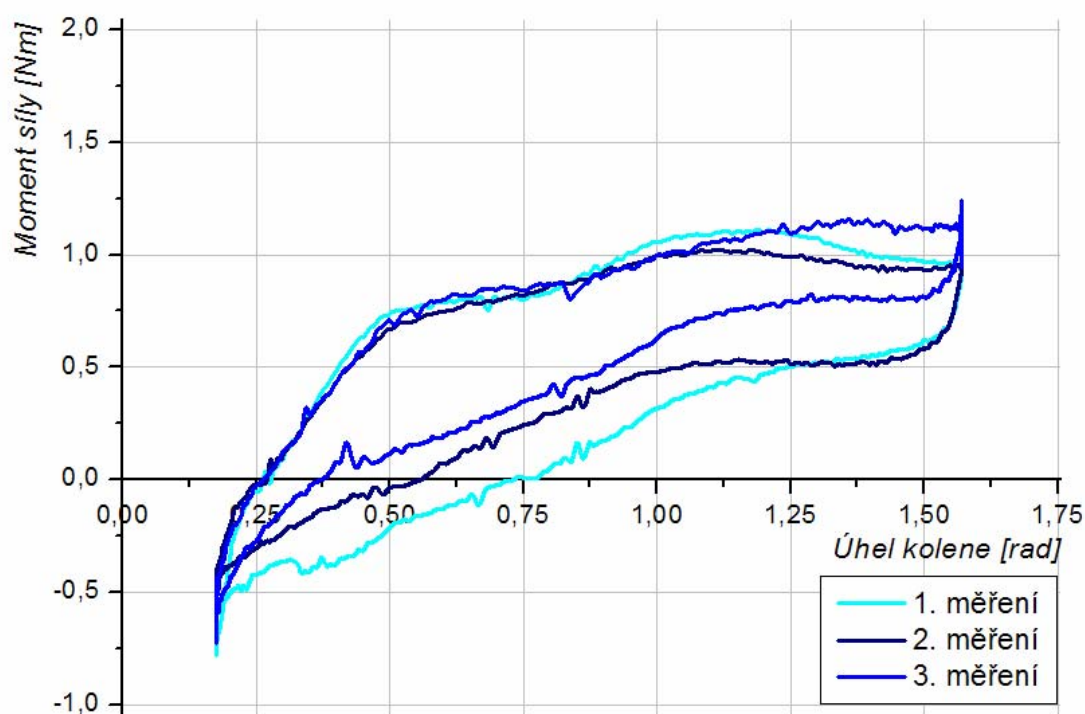
Orientační vyšetření operovaného kolenního kloubu: koleno bez otoku a náplně, měkké tkáně kolem kloubu volně pohyblivé, jizvy volné, palpačně nebolestivé, patela volně hybná, bez subjektivního pocitu bolesti. Rozsah pohybu do 90° flexe volný.

Orientační vyšetření intaktního kolenního kloubu: koleno bez otoku, měkké tkáně volně pohyblivé, patela volná ve všech směrech.

Antropometrické vyšetření: u operované dolní končetiny deficit 1 cm.

Rehabilitace: intenzivní forma rehabilitace s cílem uvolnění měkkých tkání, aktivace dynamických stabilizátorů a obnovení kloubní vůle kolenního kloubu, zapojení končetiny do globálních pohybových vzorů.

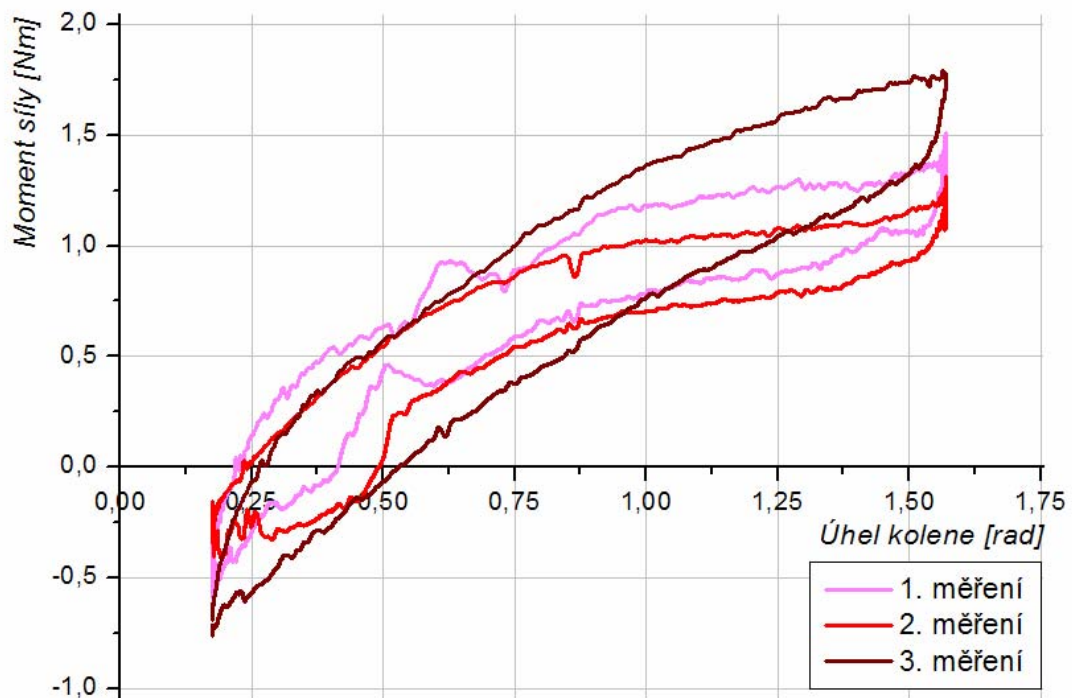
Zraněný kolenní kloub – výsledné bioreogramy ze všech tří měření, zobrazené v jednom grafu.



Graf 3. Změny reologických charakteristik v průběhu experimentu u zraněného levého kolenního kloubu.

Z prvního měření je opět patrný charakteristický pokles kolem 75° flexe značící snížení tuhosti kloubní komponenty. Velké množství disipované energie pramení z možné změny tribologických poměrů v kloubu. Ze zbylých křivek je patrné jejich zužování, mírně se zvyšující strmost poslední křivky je může být způsobena rehabilitační zátěží.

Zdravý kolenní kloub – výsledné bioreogramy ze všech tří měření, zobrazené v jednom grafu.



Graf 4. Změny reologických charakteristik v průběhu experimentu u zdravého pravého kolenního kloubu.

Rozdíly mezi první a druhou křivkou jsou minimální. Ani u jedné není patrný výrazný nárůst tuhosti a množství disipované energie odečtené z plochy grafu je malé. Roztřesení tvaru první křivky může být dáno neschopností relaxace končetiny i při provádění pasivních pohybů. Změna nastává u třetího měření. Rozšíření křivky a nárůst její strmosti může být způsoben přetěžováním zdravé končetiny v rámci probíhající rehabilitace.

5 Diskuze

5.1.1 Diskuze výsledků

Bioreometrické měření umožňuje vizuální zhodnocení změn reologických vlastností poškozeného kolenního kloubu před operací a v průběhu rekonvalescence a srovnání s druhým, relativně zdravým kloubem.

V této práci jsou zpracovány výsledky tří měření, a to u dvou probandů v průběhu tří měsíců. Bioreogramy jak operovaných, tak zdravých kolenních kloubů vykazují tvarové změny i změny strmosti křivek, patrná je i rozdílnost v ploše křivek a v jejich rozkolísanosti. Jako hodnotící parametr bioreogramů byla zvolena tuhost kolenního kloubu, která informuje o stavu vazivového aparátu a svalovém tonu. Jako další parametr byla vybrána disipovaná energie, která vystihuje ztrátu energie při vykonávání flexně-extenčních pohybů během vyšetření. Podává informaci o tribologických poměrech uvnitř kloubu a je odečítána z celkové velikosti plochy bioreogramu.

Z výsledků probanda č. 1 je patrné, že tuhost kolenního kloubu postupně stoupala. To by mohlo znamenat změnu ve smyslu mechanického zastabilizování a eutonizace svalového aparátu. Bioreogramy zdravé končetiny jsou si poměrně podobné. Výrazná je ovšem jejich strmost, která by mohla pramenit z přetěžování dominantní zdravé končetiny. Mírný nárůst disipované energie u třetího měření by mohl být důsledkem zapojení končetiny do procesu rehabilitace.

U probanda č. 2 je při porovnání všech tří měření patrné jasné snížení disipované energie, snižuje se i ohybový odpor a ve výsledku lze popsat koleno jako stabilní. Bioreogramy zdravé končetiny se u prvních dvou měření v podstatě neliší. Jsou úzké, ale poměrně strmé. U třetí křivky je pak strmost patrná nejvíce, zvýšilo se také množství disipované energie, což může opět ukazovat na adaptační procesy během rehabilitace.

5.1.2 Celkové zhodnocení

Při vzniku kloubních, respektive vazivových poranění hrají důležitou roli viskoelastické vlastnosti ligamentózních struktur. Jak je obecně známo, vaz je charakterizován schopností elongace. Síla, kterou je zapotřebí vyvinout, aby k této elongaci došlo, závisí na mechanických vlastnostech vazů. Tyto vlastnosti lze měřit in

vitro mechanickým zkušebním zařízením, které zaznamenává prodloužení jako funkci zatížení.

V rámci Butlerova experimentu (Butler et al., 1983), kdy byl vaz napínán ve směru působící síly, byla výsledná zátěžová křivka nelineární, a to zejména na začátku pohybu, kdy i při působení velmi malé síly docházelo k relativně velké elongaci. Odpor vazů byl navzdory poměrně velké deformaci malý. Tato skutečnost je přikládána schopnosti vazivových vláken přizpůsobit se vzrůstajícímu napětí. Se vzrůstajícím napětím docházelo k nárůstu odporu vazivových vláken, postupně k jejich izolovaným rupturám až ke konečnému přetržení vazů. Je dobré si uvědomit, že kolagenní vlákna mají více než elastický spíše viskoelastický charakter. Jedním z důsledků je pak závislost zátěžové křivky na rychlosti zatěžování. S rychlostí zatížení vaz vykazuje vzrůstající tuhost mnohem rychleji než při postupném zatěžování. (Huijskes, Blankevoort; 1992)

Z výše uvedeného vyplývá, že tuhost vazů a tím i potřebná síla k prodloužení vazů závisí na počtu vláken schopných elasticity. Počet těchto vláken je v iniciační fázi pohybu malý, ovšem postupně roste, dokud se nezapojí všechna vlákna, jejichž počet závisí na tloušťce vazů.

Změna délky LCA je závislá také na stupni flexe. Tento fakt byl potvrzen mnoha studiemi (van Dijk et al., 1979; van Dijk, 1983; Blankevoort et al., 1991). Například van Dijk (van Dijk, 1979) během svého pokusu označil femorální i tibiální úpon LCA tantalovými peletami, a následně s pomocí rentgenových snímků, které zachycovaly různý stupeň flexe kolenního kloubu, vyhodnocoval vzdálenosti mezi oběma úpony. Tento experiment pak názorně ukázal změnu elongace předního zkříženého vazů během jednotlivých fází ohybu kolene.

Ke změnám délky vazů dochází i v rámci rotací, tato změna je však oproti změnám délky během flexe mnohem menší.

Cílem rekonstrukce LCA je co nejvíce se přiblížit funkci nativního LCA. Proto se již poměrně dlouhou dobu snaží odborníci z řad bioinženýrů a chirurgů získat cenné informace o komplexní biomechanické funkci předního zkříženého vazů. (Woo et al., 2006)

Tyto informace byly získávány in vitro pomocí mnoha nástrojů, například různých snímačů zatížení, tenzometrů apod. Všechny významně přispěly k ozřejmění

funkce LCA, nicméně jejich nevýhodou je potřebný kontakt přímo s vazem. Proto byly další výzkumy zaměřeny na bezkontaktní měření sil v LCA, např. s využitím RTG nebo různých kinematických systémů, které ve výsledku kombinují data z intaktního kolenního kloubu a data ze zátěžových křivek LCA. [(Hollis, 1991), (Takai, 1993)]

Laboratorní studie na kolenních kadaverech, určené k vyhodnocení efektivnosti rekonstrukce LCA s využitím klinických manévrů (přední zásuvkový test a Lachmanův test) ukazují, že většina současných rekonstrukčních postupů má uspokojivé výsledky co se zatížení ve smyslu anteriorní translace tibie týče. Ovšem nepodařilo se jim obnovit jak kinematiku, tak in situ sílu v LCA během rotačního zatížení. (Woo et al., 2002)

Názory se liší i na výběr štěpu. Tuhost 10- ti mm B-T-B štěpu je 210 ± 65 N/mm a hodnota maximálního zatížení je 1784 ± 580 N. Tyto naměřené hodnoty pak odpovídají hodnotám naměřeným u zdravých mladých jedinců (242 ± 28 N/mm a 2160 ± 157 N). Oproti tomu hodnoty tuhosti a hodnoty maximálního zatížení u ST/G štěpu jsou velmi vysoké (776 ± 204 N/mm, 4090 ± 295 N). [(Hamner, 1999), (Wilson, 1999)]

Z uvedených údajů vyplývá nesporná kvalita ST/G štěpu, diskutovanou otázkou však zůstává vhojení obou štěpů do kostních kanálů. K přihojení ST/G štěpu většinou dochází po 8 – 12 - ti týdnech, což bylo prokázáno v rámci experimentální studie na zvířatech (Chen et al., 2003). K přihojování B-T-B štěpu dochází po 6 týdnech a hojení kost – kost je jistě výhodnější (Podškubka et al., 1996, 2002).

Hojně diskutovaným tématem je i napětí štěpu během rekonstrukce. Podle Maeo (Mae et al., 2001) počáteční napět'ová síla štěpu na hodnotě kolem 88 N má za následek přílišné omezení kolena, proto jako vhodnější počáteční napět'ovou sílu volí hodnotu kolem 44 N. Ovšem podle studie Nicholase (Nicholas et al., 2004) napětí kolem 80 N vede k mnohem lepší stabilitě kloubu. Znamená to tedy, že i odborná literatura je v tomto ohledu matoucí a otázka na počáteční napětí vazy zůstává nezodpovězená. Jak ale vyplývá z viskoelastických studií, napětí štěpu se může během krátké doby snížit až o 50%, a to z důvodu střídání relaxace a napětí nově implantovaného vazy (Boylen, 2003).

Tento problém může být vyřešen s využitím tzv. anatomických štěpů, které při rekonstrukci respektují dvousvazkové rozdělení LCA, na rozdíl od tradičních jednosvazkových štěpů. Biomechanická studie Yagiho (Yagi et al., 2002) ukázala, že anatomicky ukotvené štěpy jsou jasně výhodnější, pokud jde o dosažení kinematiky na úrovni intaktního kolena při současném zlepšení in situ sil LCA štěpu, a to i při

rotačním zatížení kolena. Zde je ovšem riziko možného přetížení jednoho ze dvou svazků (Gabriel, 2004).

Reologické vlastnosti jsou ovlivněny velkým množstvím proměnných a jsou výrazně individuální. U ruptur předního zkříženého vazů je při hodnocení reologické odezvy nutné brát v úvahu nejen viskoelastické vlastnosti kloubních komponent, ale i výběr štěpu, protože různá tuhost a napětí vazů či neanatomické umístění vazů mohou výsledky významně zkreslit. Tuto domněnku ale nemohu v rámci svých měření potvrdit ani ničím podložit. K tomu by musel být testovací soubor mnohonásobně větší. Nelze tedy než se spoléhat na relevanci výše diskutovaných biomechanických studií a v rámci další badatelské činnosti zvažovat i tato fakta.

6 Závěr

S pomocí bioreometrického měření byly odhaleny změny reologických vlastností kolenního kloubu v průběhu rekonvalescence u dvou sledovaných probandů. Mezi sledované parametry patřila zejména tuhost a ztrátová energie. Byl vypracován metodologický postup spolu s výběrem vhodných probandů. Z výsledků vlastního měření pak bylo možné vycházet při potvrzování či vyvrácení stanovených hypotéz.

Hypotéza č. 1, „Jednotlivé parametry bioreogramu popisující stav operovaného kolenního kloubu se budou v průběhu rekonvalescence přibližovat k parametrům zdravého kolene“, se potvrdila. Bioreogramy kolenního kloubu s rupturou předního zkříženého vazy vykazují u obou probandů typické tvarové změny ve smyslu konvexity určitého úseku horní smyčky, které u bioreogramů zdravých kolen patrné nejsou. Charakteristický „propad“ křivky při 80° flexe, zvýrazňující tuto konvexitu, je způsoben výrazným poklesem tuhosti kolenního komplexu.

Hypotéza č. 2, „Bioreogram poraněného kolene před a po chirurgickém zákroku vykáže měřitelné změny v charakteru jeho tvaru a vlastností“, je potvrzena. Při porovnání bioreogramů před a po provedené rekonstrukci je u obou probandů patrný rozdíl ve změně tvaru křivky. U prvního probanda mizí výrazné konvexní lokální maximum, dochází k rozšíření křivky a výrazné jsou i lokální asymetrie. U druhého probanda dochází ke snížení disipované energie, křivka se zužuje a mění se i viskózní složka ohybového odporu.

Hypotéza č. 3, „Rozdíl v bioreogramech kolene operovaného s využitím BTB štěpu a kolene operovaného s využitím ST/G štěpu bude minimální“, se opět potvrdila. U obou druhých měření jsou oba bioreogramy zhruba stejně široké. Patrné jsou jen rozdíly v rozkolísanosti, které jsou pro potvrzení či vyvrácení hypotézy nesignifikantní. U třetích měření jsou však šíře křivek odlišné. Množství disipované energie se totiž u prvního probanda zvyšuje, to však může být dáno rozdílnou reakcí na zatěžování končetiny v rámci rehabilitace. Pro prokázání opravdového vlivu výběru štěpu na změny tvarů a vlastností bioreogramů by muselo být proměřeno mnohem více probandů.

Hypotézu č. 4, „Jednotlivé parametry bioreogramu popisující stav operovaného kolenního kloubu se budou v průběhu rekonvalescence přibližovat k parametrům zdravého kolene“, lze považovat za potvrzenou. Bioreogramy zdravého i operovaného kolena se u obou probandů výrazně liší před a po operaci, ale začnou se k sobě přibližovat po rehabilitaci. Shoda však není dokonalá jednak pro individuální rozdíly obou kolen, jednak proto, že poslední měření pacientů proběhlo po relativně krátké době rehabilitace.

K objektivizaci léze LCA slouží řada vyšetřovacích metod, jako jsou např. magnetická rezonance či artroskopie. Tato vyšetření jsou ovšem finančně náročná a v případě artroskopie i invazivně laděná. Při hodnocení pooperačních změn proto vycházíme většinou pouze ze subjektivních hodnocení samotných pacientů. Jednou z možností, jak neinvazivně a ekonomicky sledovat stav kolenního kloubu i během procesu rekonvalescence, je využití vyšetřování právě bioreometrií. Díky této metodě lze hodnotit charakteristické změny reologických vlastností kolenního kloubu in vivo, a to opakovaně, bez jakékoliv zátěže pacienta. Výhodu lze spatřovat také v tom, že výsledky získané bioreometrií může hodnotit pouze fyzioterapeut, bez potřebné lékařské asistence, což nahrává jejímu možnému širokému využití. I vzhledem k tomu, že by se v budoucnu tato metoda mohla stát suplementem třeba právě magnetické rezonance, bylo by přínosné pokračovat v dalších studiích, a tím pomoci uvést tuto metodu do běžné praxe.

Výsledky a závěry práce jsou platné pouze pro tuto studii. Pro získání validity by bylo zapotřebí proměřit mnohem větší soubor probandů.

7 Seznam použité literatury:

- 1) ALLAN, A., M. *Knee, anterior cruciate ligament Injury (MRI)*. Radiology 2009, 12: 72-85
- 2) AMIS, A. A., DAWKINS, G. P. C. *Functional anatomy of the anterior cruciate ligament*. J. Bone Joint Surg. 1991, 73-B: 260-7.
- 3) ARNOCZKY, S. P. *Anatomy of anterior cruciate ligament*. Clin. Ortop. 1983, 172: 19-25
- 4) BARRETT, G. R., TREACY, S. H.: *The effect of intraoperative isometric measurement on the outcome of anterior cruciate ligament reconstruction: a clinical analysis*. Arthroscopy 1996, 12: 645-651.
- 5) BARTONÍČEK, J. a kol. *Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů*. 1. vydání Praha : Avicenum, 1991. 249 s. ISBN 80-201-0151-9.
- 6) BENJAMIN, M., EVANS, E.J., COPP, L. The histology of tendon attachments to bone in man. J. Anat. 1986, 149:89-100
- 7) BLANKEVOORT, L., HUISKES, R., de LANGE, A. *Recruitment of knee joint ligaments*. Biomech. Eng. 1991, 113: 94-103.
- 8) BRADY, M. F., BRADLEY, M. P., FLEMING, B. C., FADALE, P. D., HULSTYN, M. J., BANERJEE, R. *Effect of initial graft tension on the tibiofemoral compressive forces and joint position following ACL reconstruction*. AM. J. Sports Med. 2007, 35(3): 395-403.
- 9) BOYLAN, D., GREIS, P. E., WEST, J. R., BACHUS, K. N., BURKS, R. T.: *Effects of initial graft tension on knee stability after anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendons: a cadaver study*. Arthroscopy 2003, 19: 700-705.
- 10) BUTLER, D. L., STOUFFER, D. C., WUKUSICK, P. M., ZERNICKE, R. F.: *Analysis of non homogeneous strain response of human patellar tendon*. ASME

Biomechanics Summer Symposium, American Society for Mechanical Engineers, New York 1983, 129-132.

- 11) CUNNINGHAM, D. J. *Cunningham's text book of anatomy*. Fifth edition. New York 1918, pp. 1577.
- 12) ČECH, O., SOSNA, A., BARTONÍČEK, J. *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*. Praha: Avicenum, 1986. 195 s.
- 13) DEEHAN, D. J., SALMON, L. J., WEBB, V. J., DAVIES, A., PINCZEWSKI, L. A. *Endoscopic reconstruction of anterior cruciate ligament with an ipsilateral patellar tendon graft*. J. Bone Joint Surg. 2000, 82-B: 984-91.
- 14) DIJK, R. van, HUISKES, R., SELVIK, G.: *Roentgen stereophotogrammetric methods for the evaluation of the three-dimensional kinematic behavior and cruciate ligament length patterns of the human knee joint*. J. Biomech. 1979, 12: 727-731.
- 15) DILEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009. 171 s. ISBN 978-247-1648-0.
- 16) DITMAR, R. *Instability kolenního kloubu*. Olomouc: Vydavatelství University Palackého, 1995.
- 17) DRÁPAL, V., ŠMID, Z., NECHVÁTAL, P.: *Artroskopie s mini-artrotomií při léčení poraněných menisků a zkrřížených vazů kolena*. Acta Chir. orthop. Traum. Čech., 59: 335-339, 1992.
- 18) DUNGL, P. a kol. *Ortopedie*. 1. vydání Praha: Grada Publishing, 2005. 1273 s. ISBN 80-247-0550-8.
- 19) FEITOVÁ, V. *Současné možnosti a význam vyšetření magnetickou rezonancí v diagnostice roztroušené sklerózy mozkomíšní*. Neurologie pro klinickou praxi 2002, 5: 152-5.
- 20) FOX, J. A., PIERCE, M., BOJCHUK, J., HAYDEN, J., BUSH-JOSEPH, C. A., BACH, B. R. JR.: *Revision anterior cruciate ligament reconstruction with*

- nonirradiated fresh-frozen patellar tendon allograft*. Arthroscopy, 8: 787-794, 2004.
- 21) FU, F. H., COHEN, B. S. *Current concepts in ACL reconstruction*. New York: Slack Incorporated, 2008. Pp. 432. ISBN 978-55642-813-5
- 22) FUNG, Y.C. *Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues*. New York: Springer Verlag, 1993.
- 23) GABRIEL, M. T., WONG, E. K., WOO, S. L., YAGI, M., DEBSKI, R. E.: *Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads*. J. Orthop. Res. 2004, 22: 85-89.
- 24) GAMMONS, M., SCHWARTZ, E. *Anterior cruciate ligament Injury*. J. Bone Joint Surg 2010, 176: 301-310
- 25) GROSS, J. M., ROSEN, E., FETTO, J. *Vyšetření pohybového aparátu*. 1. vydání Praha: Triton, 2005. 599 s. ISBN 80-7254-720-8.
- 26) HAMNER, D. L., BROWN, CH. Jr., STEINER, M. E., HECKER, A. T., HAYES, W. C.: *Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: Biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques*. J. Bone Joint Surg. Am 1999, 81: 549-557.
- 27) HART, R., KREJZLA, J., ŠVÁB, P. *Přesnost cílení kostních kanálů při plastice předního zkříženého vazů*. Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechosl., 2007, 74: 118
- 28) HAVRÁNEK, A. *Úvod do bioreologie*. 1. Vyd. Praha: Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-1445-8.
- 29) HOLLIS, J. M., TAKAI, S., ADAMS, D. J., HORIBE, S., WOO, S. L.: *The effects of knee motion and external loading on the length of the anterior cruciate ligament (ACL): a kinematic study*. J. Biomech. Eng. 1991, 113: 208-214.
- 30) HONL, M., CARRERO, V., HILLE, E., SCHNEIDER, E., MORLOCK, M. *Bone - patellar tendon – bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction*. American orthopaedic society for sport medicine 2002, Vol 30, No. 4

- 31) CHEN, CH., CHEN, W., SHIH, CH., YANG, CH., LIU, S., LIN, P.: *Enveloping the tendon graft periosteum to enhance tendon bone healing in a bone tunnel*. Arthroscopy, 2003 Vol. 19, No 3: 209-296.
- 32) IRVINE, G. B., GLASGOW, M. M. S.: *The natural history of the meniscus in anterior cruciate insufficiency: arthroscopic analysis*. J. Bone Jt Surg., 74-B: 403-105, 1992.
- 33) JIMHA, N. M., BORTON, D. C, CLINGELEFFER, A. J., PINC-ZEWSKI, L. A.: *Long term osteoarthritic changes in anterior cruciate ligament reconstructed knees*. Clin. Orthop., 358: 188-193, 1999.
- 34) KARAS, V. *Biomechanika struktury a chování pohybového systému člověka při volní motorické činnosti*. Praha: Univerzita Karlova, 1978. 60-004-78.
- 35) KOŽÁK, J. *Neskoré následky operačnej liečby makkých struktur kolena a možnosti ich liečebného ovplyvnenia prostriedkami liečebnej rehabilitácie*. Rehabilitácia, 2000. Vol. 33. No. 1. s. 43-48.
- 36) KENNEDY, J. C. *Tension studies of human knee ligaments*. J. Bone Joint Surg. 1976, 58A: 350-5
- 37) KOH, J. L.: *Navigation and ACL reconstruction*. 25th Annual Meeting of AANA, Florida 2006, 95-103.
- 38) KOTT, O. *Anatomie*. Výukový materiál pro studenty fyzioterapie. Plzeň, 1996.
- 39) LUKEŠOVÁ, M. *Reologie kolenního kloubu před a po aplikaci totální endoprotézy*. Diplomová práce. Praha: FTVS UK, 2008.
- 40) MAE, T., SHINO, K., MIYAMA, T., SHINJO, H., OCHI, T., YOSHIKAWA, H., FUJIE, H.: *Single- versus two-femoral socket anterior cruciate ligament reconstruction technique: Biomechanical analysis using a robotic simulator*. Arthroscopy, 2001, 17: 708-716.
- 41) MAYER, M. *Poškození měkkých struktur kolenního kloubu jako důsledek poruch motorického řízení. Principy rehabilitace*. Rehabilitácia, 2003, 16: 8-17.

- 42) MAŠÁT, P., DYLEVSKÝ, I., HAVLAS, V. *Výsledky operací náhrad předního zkříženého vazů kolenního kloubu*. Editorial, 2005, 7: 145-153.
- 43) MUSIL, D., SADOVSKÝ, P., STEHLÍK, J.: *Reoperace předního zkříženého vazů kadaverózním B-T-B štěpem*. Acta Chir. orthop. Traum. Čech., 72: 297-303, 2005.
- 44) PARK, M. J., LEE, M. C., SEONG, S. C.: *A comparative study of the healing of tendon autograft and tendon-bone autograft using patellar tendon in rabbits*. Int. Orthop. 2001, 25: 35-39.
- 45) PICARD, F., DIGIOIA, A. M., MOODY, X., MARTINEK, V., FU, F. H., RYTEL, M., NIKOU, C, LABARCA, R. S., JARAMAZ, B.: *Accuracy in tunnel placement for ACL reconstruction. Comparison of traditional and computer-assisted navigation techniques*. Comput. Aided. Surg., 6: 279-289, 2001.
- 46) PODSKUBKA, A., ADAMCO, I., STASA. M.: *Artrioskopická náhrada předního zkříženého vazů volným štěpem z ligamentum patellae transtibiální technikou*. Acta Chir. orthop. Traum. Čech., 63: 284-292, 1996.
- 47) PODSKUBKA, A., KASAL, T, VACULÍK, X, KRYSTLIK, Z.: *Artrioskopická rekonstrukce předního zkříženého vazů transtibiální technikou štěpem z lig. patellae - výsledky po 5 až 6 letech*. Acta Chir. orthop. Traum. Čech., 69: 169-174, 2002.
- 48) POKORNÝ, V., PASA, L.: *Diferencovaný přístup k ošetřování akutních ruptur předního zkříženého vazů*. Úraz. chirurgie, 11: 9-17, 2003.
- 49) PROKEŠOVÁ, M. *Reologická odezva kolenního kloubu na historii zatěžování*. Disertační práce. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2008.
- 50) SAGAWA, H., OMORI, G., KOGA, Y., KAMEO, T., IIDA, S., TANAKA, M.: *Rotational muscle strength of the limb after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis tendon*. Arthroscopy, 18: 177-182, 2002.

- 51) SADOVSKÝ, P, MUSIL, D., FILIP, L., VODIČKA, Z., STEHLIK, J.: *Rekonstrukce předního zkříženého vazů: srovnání metod B-T-B a šlachami hamstringů*. Acta Chir. orthop. Traum. Čech., 72: 235-244, 2005.
- 52) SADOVSKÝ, P, MUSIL, D., STEHLIK, X: *Použití alogenních štěpů v chirurgii zkřížených vazů kolenního kloubu*. Acta Chir. orthop. Traum. Čech., 72: 293-296, 2005.
- 53) SMÉKAL, D., KALINA, R., URBAN, J. *Rehabilitace po artroskopických náhradách předního zkříženého vazů*. Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechosl., 2006, 73: 421-425
- 54) SCHEP, N. W. L., STAVENUITER, M. H. J., DIEKERHOF, C. H., MARTENS, E. P., VAN HAEFF, C. M., BROEDERS, I. A. M., SARIS, D. B. F.: *Intersurgeon variance in computer-assisted planning of anterior cruciate ligament reconstruction*. Arthroscopy, 21: 942-947, 2005.
- 55) STEFFE, J. F. *Rheological methods in food process engineering*. Second Edition. Michigan: Michigan State University, 1996.
- 56) STRÁŽNICKÁ, L. *Reologie kolenního kloubu před a po chirurgickém řešení ruptury předního zkříženého vazů*. Diplomová práce. Praha: FTVS UK, 2006.
- 57) Takai S., Woo S. L-Y., Livesay G. A., Adams D. J., Fu, F. H.: *Determination of the in situ loads on the human anterior cruciate ligament*. J. Orthop. Res. 1993, 11: 686-695.
- 58) TRNAVSKÝ, K., RYBKA, V. *Syndrom bolestivého kolena*. Galén, 2006. ISBN 80-7262-391-5.
- 59) VIŠŇA, P., HARTL, R. a kol. *Chrupavka kolena*. Maxdorf, 2006. ISBN 80-7345-084-4.
- 60) VIŠŇA, P., POKORNÝ, V., PAŠA, L. *Poranění předního zkříženého vazů*. Sanquis, 2002, 22: 42.
- 61) WILSON, T. W., ZAFUTA, M. P., ZOPITZ, M.: *A biomechanical analysis of matched bone-patellar-tendon-bone and double-looped semitendinosus and gracilis tendon grafts*. Am. J. Sports Med. 1999, 27: 202-207.

- 62) WOO, S. L., KANAMORI, A., ZEMINSKI, J., YAGI, M., PAPAGEORGIOU, C., FU, F. H.: *The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon. A cadaveric study comparing anterior tibial and rotational loads.* J. Bone Joint Surg. Am. 2002, 84-A(6): 907-914.
- 63) WOO, S. L., WU, Ch., DEDE, O., VERCILLO, F., NOORANI, S. *Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction.* Journal of Orthopaedic Surgery and Research 2006, 1:2.
- 64) YAGI, M., WONG, E. K., KANAMORI, A., DEBSKI, R. E., FU, F. H., WOO, S. L.: *Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction.* Am. J. Sports Med. 2002, 30: 660-666.
- 65) ZANTOP, T., PETERSEN, W., SEKIYA, J., MUSAHL, V., FU, F. *Anterior cruciate ligament anatomy and anatomical reconstruction.* Knee sports traumatol. Arthrosc. 2006, 14: 982-992

Internetové zdroje

- 66) OTÁHAL, S. *Reologické vlastnosti biologických struktur* [online]. [cit. 25. 2. 2009]. URL: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_reologicke.php
- 67) OTÁHAL, S. *Mechanické vlastnosti šlach a vazů* [online]. [cit. 15. 9. 2009]. URL: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_tkane_vaz.php
- 68) OTÁHAL, S. *Mechanické vlastnosti chrupavky* [online]. [cit. 15. 9. 2009]. URL: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_tkane_chrupavka.php
- 69) OTÁHAL, S. *Mechanické vlastnosti kostní tkáně* [online]. [cit. 15. 9. 2009]. URL:

http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium\biomechanika\vlastnosti_tkane_kostni.php

8 Seznam obrázků

Obrázek č. 1 Interkondylické eminence	12
Obrázek č. 2 Vzájemná závislost relativního prodloužení vazů na velikosti síly	28
Obrázek č. 3 MRi poraněného LCA	36
Obrázek č. 4 Cílení tibiálního kanálu	43
Obrázek č. 5 Cílení femorálního kanálu	43
Obrázek č. 6 Schema konstrukce bioremetru	56

9 Seznam grafů

Graf č. 1 Změny reologických charakteristik v průběhu experimentu u zraněného levého kolenního kloubu	60
Graf č. 2 Změny reologických charakteristik v průběhu experimentu u zdravého pravého kolenního kloubu	61
Graf č. 3 Změny reologických charakteristik v průběhu experimentu u zraněného levého kolenního kloubu	64
Graf č. 4 Změny reologických charakteristik v průběhu experimentu u zdravého pravého kolenního kloubu	65

10 Seznam příloh

Příloha č. 1 Anamnestický dotazník.....	81
Příloha č. 2 Informovaný souhlas	83
Příloha č. 3 Informovaný souhlas	83

Příloha č. 1 Anamnestický dotazník

Laboratoř Biomechaniky Extrémních zátěží
 kat. Anatomie a Biomechaniky, FTVS UK Praha
 José Martího 31, 16252 Praha 6 - Veleslavín

Anamnestický dotazník – proband číslo		Dnešní datum:
Jméno a příjmení:		Rodné číslo:
Výška [cm]:	Váha [kg]:	Pohlaví:
Zaměstnání:		
Anamnéza:		
Alergie:		
Užívané léky:		
Závažná onemocnění rodiče, sourozenci, děti:		
Vaše závažná onemocnění od dětství po současnost:		
<input type="checkbox"/> DM <input type="checkbox"/> ICHS <input type="checkbox"/> CMP <input type="checkbox"/> hypertenze <input type="checkbox"/> metabolické nem. <input type="checkbox"/> infekční nem. <input type="checkbox"/> revmatologická onemocnění <input type="checkbox"/> jiná:		
Příjem tekutin za 24hod.: <input type="checkbox"/> méně než 1l <input type="checkbox"/> 1-2l <input type="checkbox"/> více než 2l		
Vyšetření kolene:		
<input type="checkbox"/> RTG <input type="checkbox"/> MR <input type="checkbox"/> artroskopie		
Denní aktivity:		
Povaha zaměstnání-škola:		
<input type="checkbox"/> sedavé <input type="checkbox"/> fyzicky namáhavé <input type="checkbox"/> těžká břemena <input type="checkbox"/> dlouhé pochody <input type="checkbox"/> v chladu <input type="checkbox"/> dlouhé stání		
Chůze:		
<input type="checkbox"/> hodně <input type="checkbox"/> málo <input type="checkbox"/> skoro vůbec		
Sezení:		
<input type="checkbox"/> hodně <input type="checkbox"/> málo <input type="checkbox"/> skoro vůbec		
Doprava do zaměstnání:		
Délka: <input type="checkbox"/> do 30 min. <input type="checkbox"/> 30 – 60 min. <input type="checkbox"/> 1-2 hodiny <input type="checkbox"/> přes 2 hodiny Poloha: <input type="checkbox"/> stání <input type="checkbox"/> sezení <input type="checkbox"/> za volantem		
Sport:		
Druh:		
Jak často: <input type="checkbox"/> 1x denně <input type="checkbox"/> vícekrát denně <input type="checkbox"/> pravidelně týdně <input type="checkbox"/> nepravidelně		
Úroveň: <input type="checkbox"/> vrcholový sport <input type="checkbox"/> pravidelný účastník soutěží <input type="checkbox"/> rekreačně		
Pohybové aktivity za poslední 2 dny:		
Úrazy a zlomeniny dolních končetin, páteře a pánve:		
Jakých segmentů:		
Kdy se staly:		
Léčba: <input type="checkbox"/> operace <input type="checkbox"/> sádra <input type="checkbox"/> jiná:		
Operace:		
Čeho se týkaly:		
Kdy proběhly:		
Artroskopie (operace) kolenního kloubu – doložit operačním protokolem:		
Jaká končetina P/L:		
Kdy:		
Čeho a s jakým výsledkem: <input type="checkbox"/> úprava k normě <input type="checkbox"/> deficit, jaký:		
Léčba rehabilitace nebo lázně:		
Z jakého důvodu:		
Kdy:		
Procedury: <input type="checkbox"/> aktivní cvičení <input type="checkbox"/> pasivní fyzikální terapie		
Současné zdravotní obtíže:		
Bolest: <input type="checkbox"/> ostrá <input type="checkbox"/> tupá <input type="checkbox"/> tepavá <input type="checkbox"/> bodavá <input type="checkbox"/> vystřelující/kde <input type="checkbox"/> jiná:		
Intenzita bolesti (0-10): 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10		
lokalizace: <input type="checkbox"/> koleno <input type="checkbox"/> stehno <input type="checkbox"/> hýždě <input type="checkbox"/> bérce <input type="checkbox"/> záda <input type="checkbox"/> chodidlo		
Užívání pomůcek:		
Pomůcka: <input type="checkbox"/> berle <input type="checkbox"/> ortézy <input type="checkbox"/> ortopedické vložky <input type="checkbox"/> jiné:		
Kdy: <input type="checkbox"/> po celý den <input type="checkbox"/> na sport <input type="checkbox"/> neužívám <input type="checkbox"/> jinak:		

Lysholmovo skóre:	
Symptom	Body (max. 100)
Kulhání žádné: 5; lehké či občasné: 3; výrazné či trvalé: 0	
Nutnost podpory žádná: 5; hůl nebo berle: 2; plný došlap nemožný: 0	
Bloky žádné bloky či přeskakování: 15; přeskakování, ale ne bloky: 10; občasné bloky: 6; časté bloky: 2; zablokovaný kloub při vyšetření: 0	
Nestabilita žádná nestabilita: 25; občasná nestabilita při sportu: 20; častá nestabilita při sportu: 15; občasná nestabilita při běžné denní činnosti: 10; častá nestabilita při běžné denní činnosti: 5; nestabilita při každém kroku: 0	
Otoky žádné: 10; po náročném cvičení: 6; po běžném cvičení: 2; konstantní, trvale: 0	
Chůze po schodech bez problémů: 10; mírně bolestivá: 6; hodně bolestivá: 2; nemožná: 0	
Dřepy bez problémů: 5; mírně bolestivé: 4; ne víc než 90° ohnutí: 2; nemožné: 0	
Bolestivost Žádná: 25; nekonstantní nebo lehká při sportu: 20; pravidelná, při sportu: 15; pravidelná, při nebo po chůzi více než 2 km: 10; pravidelná, při nebo po chůzi méně než 2 km: 5; konstantní, stálá: 0	

Příloha č. 2 Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS

V souladu se Zákonem o péči o zdraví lidu (§ 23 odst. 2 zákona č.20/1966 Sb.) a Úmluvou o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, Vás žádáme o souhlas k vyšetření Vašich kolenních kloubů metodou BIORHEOMETRIE a dále Vás žádáme o souhlas k nahlížení do Vaší dokumentace osobami získávajícími způsobilost k výkonu zdravotnického povolání v rámci jejich praktické výuky a členy výzkumného týmu v oblasti biorheometrie.

Dnešního dne jsem byl/a odborným pracovníkem poučen/a o plánovaném vyšetření kolenních kloubů metodou BIORHEOMETRIE. Prohlašuji a svým dále uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že odborný pracovník, který mi poskytl poučení, mi osobně vysvětlil vše, co je obsahem tohoto písemného informovaného souhlasu, a měl/a jsem možnost klást mu otázky, na které mi řádně odpověděl.

Prohlašuji, že jsem shora uvedenému poučení plně porozuměl/a a výslovně souhlasím s provedením vyšetření kolenních kloubů metodou BIORHEOMETRIE.

Souhlasím s nahlížením výše jmenovaných osob do mé dokumentace.

Řešitel experimentální studie:

Osoba, která provedla poučení:.....

Podpis osoby, která provedla poučení:.....

Vlastnoruční podpis probanda/pacienta:.....